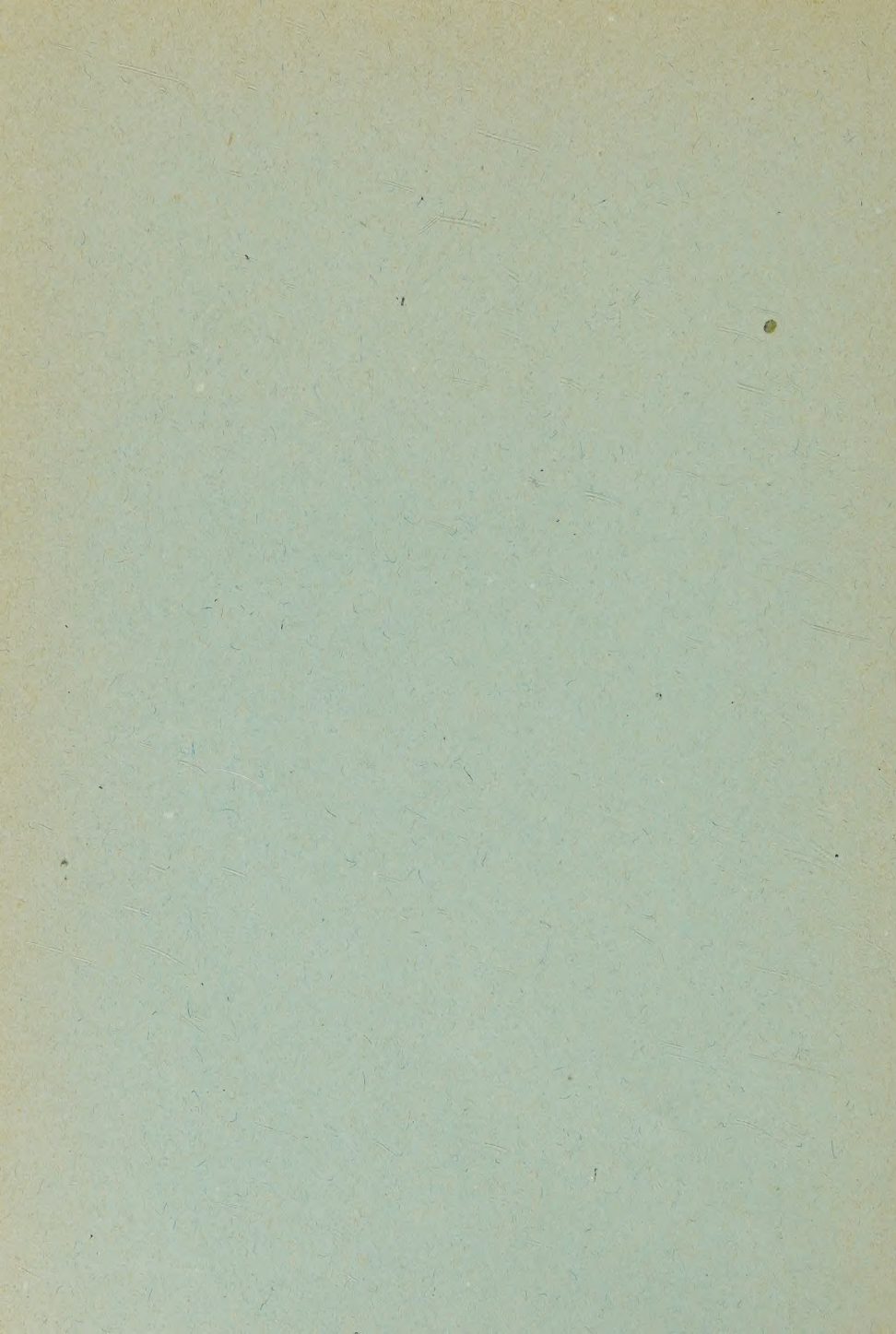


MÖGLICHKEITEN UND ERGEBNISSE EINER MESSMETHODE ZUR
BESTIMMUNG MECHANISCHER EIGENSCHAFTEN MENSCHLICHER
HAUT NACH IHRER FREIEN UND GESTIELTEN AUTOLOGEN
VERPFLANZUNG

Wolfram Walther Hartmut Achenbach

1973



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Chirurgischen Klinik der Johannes Gutenberg-Universität
Mainz

Direktor: Professor Dr.med. F. Kümmerle

MÖGLICHKEITEN UND ERGEBNISSE EINER MESSMETHODE ZUR
BESTIMMUNG MECHANISCHER EIGENSCHAFTEN MENSCHLICHER
HAUT NACH IHRER FREIEN UND GESTIELTEN AUTOLOGEN
VERPFLANZUNG

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von
Wolfram Walther Hartmut Achenbach
aus Ahrweiler a.d. Ahr

Mainz 1973

Fachbereichsdekan: Professor Dr. H. Langendorf

Referent: Professor Dr. F.K. Kempf

Korreferent: Professor Dr. F. Kümmerle

Tag der mündlichen Prüfung: 6.6.1973

Gesamtherstellung: DITTERS BÜRODIENST
Mainz/Heidesheim
Ruf 06132/ 5711



FÜR

INHALT

A. LITERARISCHER TEIL

Seite

I.	EINLEITUNG UND ALLGEMEINES	1
II.	GESCHICHTE DER HAUTTRANSPLANTATIONEN UNTER BERÜCKSICHTIGUNG DER HAUTMECHANIK	1
III.	ELASTISCHE - UND KOLLAGENFASERN -- DIE ENTSCHEI- DENDEN TRÄGER DER MECHANISCHEN EIGENSCHAFTEN DER HAUT	3
IV.	BEEINFLUSSENDE FAKTOREN AUF DAS MECHANISCHE VERHALTEN DER HAUT	4

B. KLINISCH-EXPERIMENTELLER TEIL

V.	PROBLEMSTELLUNG.....	6
VI.	BESCHREIBUNG EINES NEUEN UND GEEIGNETEN MESSGERÄTES	7
VII.	UNTERSUCHTE PATIENTEN	13
VIII.	VERSUCHSANORDNUNG	14
IX.	MECHANISCH MESSBARE EIGENSCHAFTEN DER HAUT	19
X.	ZEICHNERISCHE DARSTELLUNG VON HAUTDEHNUNGS- KURVEN	21
XI.	BEURTEILUNG VON HAUTDEHNUNGSKURVEN	24
XII.	ABHÄNGIGKEIT DER HAUTDEHNBARKEIT VON VERSCHIEDENEN EINFLUSSGRÖSSEN	27
XIII.	METHODIK STATISTISCHER ERHEBUNGEN	37
XIV.	AUSWERTUNG STATISTISCHER ERHEBUNGEN	39
XV.	ZUSAMMENFASSUNG UND SCHLUSSFOLGERUNG	41
XVI.	LITERATUR	44
XVII.	ANHANG	55

A. LITERARISCHER TEIL

I. EINLEITUNG UND ALLGEMEINES

Die menschliche Haut stellt ein hochdifferenziertes Organ dar, das neben mechanischen Schutzaufgaben lebensnotwendige Funktionen ausübt. Ihr ausgedehnter Verlust oder eine entsprechende Zerstörung der Haut führt daher zwangsläufig zu akuten, sogar lebensbedrohlichen Situationen. Beim Überblicken der mechanischen und thermischen Schäden einerseits und Hauterkrankungen andererseits, die zu derartigen pathologischen Veränderungen führen können, kommt in dem hier beschriebenen Krankengut den Verbrennungsunfällen der größte Anteil zu. Weichteilverletzungen und operative Excisionen benignen und malignen Hauttumoren schließen sich an. Es wird daher im folgenden anhand des einschlägigen Krankengutes der Chirurgischen Universitätsklinik Mainz näher auf den plastischen Hautersatz eingegangen. In dieser Arbeit wird im Rahmen der autologen Hauttransplantationen die Bestimmung und Beurteilung der Hautdehnbarkeit untersucht.

Es wird versucht, neue Möglichkeiten zur genaueren und einfacheren Messung der Hautdehnbarkeit bei tangentialer Dehnung (Distraktion) der Haut zu finden.

Dabei handelt es sich um Messungen im Rahmen einer klinischen Nachuntersuchung von Hauttransplantaten, entweder nach freier, oder gestielter, autologer Verpflanzung. Ziel der vorliegenden Arbeit ist, die Frage zu klären, in welchem Umfange es beim Menschen möglich ist, eine Aussage über meßbare Veränderungen bestimmter Qualitäten der Haut nach ihrer Transplantation zu treffen.

Unter der Annahme, daß die Dehnbarkeit der Haut nach ihrer Verpflanzung auch ein Maß für ihre funktionelle "Vitalität" darstellt, wurde sie mechanisch auf die genannten physikalischen Kräfte gemessen.

Diese Messungen wurden mit einem für diesen Zweck entwickelten Hautdehnbarkeitsmesser durchgeführt.

II. GESCHICHTE DER HAUTTRANSPLANTATIONEN UNTER BERÜCKSICHTIGUNG DER HAUTMECHANIK

An der Haut als oberflächlichstes Organ sind auch die historisch frühesten chirurgischen Eingriffe vorgenommen worden. Hauttransplantationen zählen somit zu den ältesten Operationen.

Die erste Mitteilung stammt aus dem Eberspapyrus (1 500 v.Chr.), in dem berichtet wird, daß ägyptische Ärzte bereits um 3 500 Jahre v.Chr. die Kunst der Hauttransplantationen beherrscht haben. - Aus den heiligen Vedas geht hervor, daß im alten Indien die Kunst des "Nasemachens" aus gestielten Vollhautlappen bekannt war. Die Beschreibungen von GALEN über Transplantationen geben sogar an, daß sich neben der Haut alle Gewebe von einem zum anderen Menschen übertragen ließen. Die ersten wissenschaftlichen Mitteilungen macht, jedoch, erst TAGLIACOZZI über homoiologe Rhinoplastiken in seinem bedeutenden Werk: "DE CURTORUM CHIRURGIA PER INSINITIONEM LIBRI DUO ADDITIS CUTIS TRADUCIS INSTRUMENTORUM OMNIUM ATQUE DELIGATIONEM ICONIBUS ET TABULIS ", das 1597 in Venedig veröffentlicht wird. In Deutschland führen 1816 GRAEFFE und 1829 DIEFENBACH erste homoiologe Nasenplastiken durch. 1823 wird von BUNGER die Methode der freien, autologen Rhinoplastik angewandt.

In Frankreich nimmt LISFRANC 1826 die erste wissenschaftlich determinierte Hauttransplantation vor. In Paris führt dann 1869 REVERDIN homoiologe Lappchenübertragungen an einem Schwerverbrannten durch, wobei er selbst als Spender dient. Ein Jahr später wird seine Methode bereits in Wien von CZERNY, KOHN und HICKL übernommen.

REVERDIN ist es dann auch, der zu vielen Versuchen über Heterotransplantationen Anregungen gibt, indem er bekannt gibt, die Haut vieler Tiere könne zu Transplantationen genutzt werden.

1886 wird erstmals von THIERSCH eine genauere Möglichkeit der autologen Transplantationstechnik gegeben. 1893 berichtet KRAUSE über seine Verfahren der Vollhauttransplantation.

LEXER umreißt 1911 die Möglichkeiten der Hautdeckungen und weist nach, daß zunächst nur autologe Transplantationen Erfolg versprechen. Heterotransplantate würden vom menschlichen Organismus nicht angenommen und Homoiotransplantate heilten zwar zunächst primär an, würden dann aber nach kurzer Zeit aus unbekannten Gründen vom Körper wieder abgestoßen. Er schuf mit dieser Feststellung die Grundlage zur modernen Transplantationsimmunologie.

Mit der klinischen Anwendung des Hautersatzes gehen die Forschungen nach speziellen Eigenschaften der Haut einher. Den technischen Bedingungen entsprechend können dabei mechanische Hauteigenschaften relativ früh gemessen werden. Hautstückchen werden exzidiert und apparativ bestimmbare Größen wie Zug, Druck, Stoß und Reibung gemessen.

Schwierigkeiten bereiten jedoch auch heute noch Messungen in situ. KELLER (1963) faßt ausführlich in seiner Arbeit, die sich mit der Haut als Schutzorgan gegen mechanische Einwirkungen (Zug, Stoß und Reibung) befaßt, die Grundzüge des heutigen mechanophysiologischen Wissens zusammen: die Dehnbarkeit und Elastizität der Haut, die Funktion der Faltenbildung der Epidermis und die Dehnbarkeit der Kutis sind primär durch das dehnbare Flechtwerk des kollagenen und elastischen Bindegewebes bedingt.

Um das mechanische Verhalten der Haut zu objektivieren, werden ständig neue Methoden zur Hautdehnbarkeitsmessung entwickelt.

Dabei werden die wesentlichen Meßmethoden von folgenden Autoren mitgeteilt:

SCHADE entwickelt (1912) den Elastometer, KULBS die Rohrmethode zur Turgormessung, JOCHIMS (1947) die Hautwiderstandsmethode, KAUS (1956) beschreibt die Saugglockenmethode, PIRTKIEN (1956) einen induktiv arbeitenden Kraftaufnehmer mit direkt anzeigender Meßbrücke, TRONNIER-WAGENER (1964) die Frequenzleitfähigkeitsmessung zur Bestimmung der Resonanzfrequenz der Haut, ENGELHARDT-STRÜCK (1966/67) ein Tensio-meter nach Distraktionsprinzip und schließlich ROBERTSON (1969) eine Modifikation des Elastometers nach Schade.

III. ELASTISCHE- UND KOLLAGENFASERN - DIE ENTSCHEIDENDEN TRÄGER DER MECHANISCHEN EIGENSCHAFTEN DER HAUT

Die menschliche Haut weist bekanntlich verschiedene Schichten auf, und zwar von außen nach innen: Epidermis, Korium und Subcutis, von denen im wesentlichen das Korium die mechanischen Eigenschaften der Haut bestimmt. Es enthält als tragende Komponenten die Fasergeflechte des Kollagens und Elastins, wobei nach LEVER (1958) das kollagene Bindegewebe mit 98 % bei weitem überwiegt. Deshalb kann es als der entscheidende Träger der mechanischen Eigenschaften angesehen werden. Die elastischen Fasern finden sich in der gesamten Epidermis und zwischen den Kollagenfasern des Koriums als ein um die Kollagenfasern rankendes Netz. Die elastischen Fasern normaler menschlicher Haut bestehen aus 70 - 90 Å dicken, elastischen Fibrillen, die manchmal eine Periodizität von ca. 120 - 170 Å (KOBAYASI, 1968) oder nach CHARLES (1961) bis zu 250 Å aufweisen. Die Fibrillen sind gebündelt, während das amorphe, elastische Material die Fibrillenbündel umhüllt.

Nach HASHIMOTO (1967) gehen in Fibroblasten vorgebildete Filamente (50 - 180 Å Durchmesser) extrazellulär zu Protofilamenten von gleichem Durchmesser über. Diese

zeigen eine Querstreifung mit einer Periodik von $150 - 200 \text{ \AA}$. Diese Protofilamente aggregieren unter Einlagerung von Matrixsubstanzen zu $600 - 800 \text{ \AA}$ dicken Fibrillen. Diese, von ihm als Skelettfibrillen bezeichneten Fibrillen, werden von dichterem, granulärem Material umgeben, das ebenfalls von Fibroblasten sezerniert wird. Durch weitere Zusammenlagerung und Verdickung entstehen die elastischen Fasern.

Das Kollagen baut sich aus $0,6 \mu$ dicken, glatten und verzweigten Fibrillen auf (KELLER, 1963), welche durch geringe Menge ungeformter Interzellulärsubstanz (Kittsubstanz) zu verschiedenen dicken Bindegewebsfasern verklebt werden, die im mikroskopischen Schnitt als funktionelle Bündel in Erscheinung treten. Diese Bindegewebsfasern sind an Berührungstellen untereinander verklebt (HOLMSTRAND, 1961); sie sind bei ungedehnter Haut unterschiedlich stark gewellt und werden durch eine Dehnung entwellt und parallel gerichtet. Da die Faserbündel aus vielen Einzelfibrillen aufgebaut sind, können sie in Längsrichtung gespalten werden. Die Fibrille, selbst, ist ebenfalls eine Ansammlung mehr oder minder paralleler Polypeptidketten mit Querverbindungen, zwischen die noch ungeordnetes Material eingelagert ist (ROLLHÄUSER, 1950).

IV. BEEINFLUSSENDE FAKTOREN AUF DAS MECHANISCHE VERHALTEN DER HAUT

Die Mechanik der Haut wird von ihrem normalen oder pathologischen Zustand bestimmt. Anatomische Struktur, stoffliche und biochemische Zusammensetzung, Stoffwechsel und dessen Schwankungen, Hormone, Elektrobiologie, Schweiß- und Talgsekretsystem, Blutkreislauf, Wassergehalt, Lymphsystem, Penetration und Resorption, sowie Altersveränderungen, Geschlechts- und genetische Unterschiede sind die wesentlichen beeinflussenden Faktoren der gesunden Haut.

Selbst unter exakten Meßbedingungen ist eine Beurteilung des Funktionszustandes der Haut wegen der Vielzahl der beeinflussenden Faktoren schwierig.

Wir beschränken uns daher auf wenige klinische Aspekte, die anzugeben ohne größeren technischen Aufwand möglich sind. Andererseits versuchen wir, durch Schaffung gleichartiger Bedingungen variable Fehlerquellen so gering wie möglich zu halten. Berücksichtigt werden zunächst Alter und Geschlecht der Patienten. Altersunterschiede beschreibt GÖPFERT (1961): Alte Haut ist bei kleinen Belastungen sehr nachgiebig, bei höheren Beanspruchungen aber wesentlich starrer (nicht fester!) als junge Haut. Jugendliche Haut verhält sich dagegen beispielsweise viel gleichmäßiger auf Zug, da bei niedriger Dehnung die elastischen Fasern eine größere Rolle zu spielen scheinen (DICK, 1951), was durch histologische Befunde gestützt wird: In der Haut von Zwanzigjährigen sind die elastischen

Fasern zahlreich und regelmäßig verteilt, bei Sechzigjährigen und Älteren aber unregelmäßig, verkürzt und zum Teil eventuell degeneriert. Das soll allerdings aussagen, daß Anzahl und Verteilung elastischer Fasern kein Maß, sondern eigentlich nur ein Faktor für die Dehnbarkeit der Haut sind. Andererseits nehmen die elastischen Fasern im Alter nicht an Menge ab, wenn sie auch atrophieren und degenerieren (J.M. KNOX, 1966 und G. WAGNER, 1964).

Alte Haut ist daher schlaff und innerhalb gewisser Dehnungsgrenzen ohne Kraft dehnbar. Bei zunehmender Spannung, aber, erfolgt sehr rasch ein hoher Widerstand, weil die nur gering dehnbaren Kollagenfasern eine weitere Dehnung verhindern (EVANS, COWDRY und NIELSON, 1943), (STÜTTGEN, 1970).

Mit den altersabhängigen Faktoren spielt der Wassergehalt eine bedeutende Rolle: Wird das Gewebe wasserärmer, was bei alten Leuten der Fall ist, so erhöht sich in unteren und mittleren Dehnungsbereichen die Hautelastizität, da auf eine Querschnittseinheit mehr zugfeste Fasern entfallen.

Andererseits verhält sich alternde Haut bei experimentell erzeugter oedematöser Schwellung wieder gleichmäßiger, wenn Zug oder Druck auf sie ausgeübt werden (TRONNIER, 1967). Ein Geschlechtsunterschied der Haut besteht scheinbar nur während der Gravidität, wobei ihre Dehnbarkeit zunimmt, aber noch nicht geklärt ist, ob diese Eigenschaft durch hormonell bedingte Zunahme der subkutanen Fettschicht bedingt ist (MARTINI, 1960, H. PINKUS, 1964).

Die Hautdehnbarkeit selbst ist abhängig von der Kraft, die auf die Haut wirkt: Die Untersuchungen von JANSEN und ROTTIER (1957) mit größeren Zugkräften und langsam steigender Belastung haben gezeigt, daß die Hautdehnung zuerst rasch zunimmt, dann nur noch langsam bis zur Zerreißgrenze. Bei der Berücksichtigung des Alters weisen sie Unterschiede meßtechnisch nach, indem der Elastizitätsmodul im Bereiche geringer physiologischer Belastungen (ca. 50 g/mm^2) bei Jugendlichen eindeutig kleiner ist als bei Menschen über 60 Jahren. Ferner ist die durchschnittliche prozentuale Dehnung kurz vor der Reißgrenze bei Jugendlichen 30 % - 50 % größer als bei älteren Personen. Ebenfalls kann eine Abhängigkeit von der Hautdicke, die mit Alter und Körperregion verschieden ist, nachgewiesen werden. Für die Reißgrenze gilt ebenfalls ein Altersunterschied, wobei alternde Haut eher zerreißt als jugendliche (ROLLHÄUSER, 1950). Beides dürfte vorwiegend von Kollagenfasern abhängen; denn die zarten, elastischen Fasern haben wahrscheinlich in diesen Dehnungsbereichen keine wesentliche Bedeutung mehr.

B. KLINISCH EXPERIMENTELLER TEIL

V. PROBLEMSTELLUNG

Ein geeignetes Meßgerät:

SCHADE beschrieb schon vor 60 Jahren eine Methode, die grundlegende Aussagen über Elastizitätseigenschaften der Haut machte. Aber seine Methode sowie alle folgenden waren entweder von subjektiven Beobachtungen (Eindringtiefe, Hautstruktur) abhängig oder gingen von Voraussetzungen aus, die nicht dem Verhalten der Haut in situ entsprechen. Es fehlt bis heute eine Methode, die die Hautmechanik durch Längendehnung in situ so bestimmt, daß dabei die zu messende Hautstelle durch exogene Faktoren weder beeinflußt noch beschädigt wird.

Ein geeignetes Meßgerät für diese Bedingungen soll folgende, getrennt funktionierende Systeme in sich vereinigen:

- 1.) ein geeichtes Längenmeßsystem und
- 2.) ein ebenfalls geeichtes Kraftmeßsystem.

Die getrennten Meßsysteme müssen unabhängig voneinander in der Lage sein, einen bestimmten Hautbezirk zu dehnen, diese Dehnung anzuzeigen und dabei den von der Haut geleisteten Widerstand durch das Kraftsystem zu registrieren.

Außerdem soll

- 3.) an das Meßgerät die Forderung erhoben werden, daß es die Haut tangential zur Oberfläche dehnt (Distaktionsprinzip) und
- 4.) an jeder Stelle der Körperoberfläche eingesetzt werden kann.
Dafür darf es nicht zu groß sein.
- 5.) Eine weitere Schwierigkeit bereitet die Fixation des Kraft- und Dehnungssystems auf der Haut. Bei den verschiedenen Methoden wird bei in vitro-Versuchen z.B. ein excidiertes Hautstückchen an zwei entgegengesetzten Enden durch eine Klemmvorrichtung fixiert. Diese Methode hat u.a. den Nachteil, daß dabei die Ausgangsdehnung bzw. die Vorspannung des zu messenden Hautbereichs unberücksichtigt bleibt. Bei in vivo-Untersuchungen versucht man das Fixierungsproblem z.B. durch Nadelkissen zu lösen, die die Haut dehnen.

Doch werden bei diesen Versuchen Dehnungswerte in dem gemessenen Hautbereich durch die gleichzeitige Dehnung der Einstichlöcher verfälscht.

Im folgenden wurde daher der Versuch unternommen, die meßtechnischen Schwierigkeiten zu verringern.

Das mechanische Verhalten des Hauttransplantates und seiner Entnahmestelle

Der wesentliche Teil der Arbeit bezieht sich auf die Frage, wie sich das Transplantat nach seiner Entnahme im neuen Transplantatlager mechanisch verhält. Dabei wird von der - durch die einschlägige Literatur mitgeteilten - Vorstellungen ausgegangen, daß das Dehnbarkeitsverhalten der Haut ein Maß für ihre Vitalität darstellt. Dementsprechend werden Hautentnahmestellen und -transplantate in ihrer mechanischen Wertigkeit geprüft.

Ziel der Arbeit ist es schließlich, anhand von Meßergebnissen zu zeigen, ob Hauttransplantate nach ihrer Verpflanzung generell eine Dehnbarkeitsveränderung erfahren. Die einzelnen Einflußgrößen werden methodisch durch Kurvendiskussion und schließlich durch statistische Auswertung der Meßergebnisse miteinander verglichen.

VI. BESCHREIBUNG EINES NEUEN UND GEEIGNETEN MESSGERÄTES

Der Hautdehnbarkeitsmesser

Der Dehnbarkeitsmesser (s. Abb. 1, S. 9) besteht funktionell aus zwei voneinander getrennten Meßsystemen: einem Weg- und Kraftmesser. Apparativ ist das Gerät geteilt in einen handelsüblichen Sphygmanometer (Nr. 23), der mit dem Meßgerät durch einen Gummischlauch von 5 mm Durchmesser verbunden ist (Nr. 7).

An der rechten Seite des Instrumentes befindet sich ein 55 mm langer Druckluftzylinder mit einem Durchmesser von 25 mm. Im Zylinder ist ein Kolben eingepaßt, dem an seiner linken Oberflächenmitte im rechten Winkel ein Drucknagel (Nr. 10) aufgeschweißt ist. Die linke Spitze des Drucknagels ruht in einer kegelförmigen Gelenkpfanne von 1,5 mm Oberflächendurchmesser an der Oberfläche eines auf der Grundplatte (Nr. 22) gelenkig gelagerten Stahlfederschenkels (Nr. 11).

Die Grundplatte ist mit der rückwärtigen Sockelwand des Druckzylinders verbunden. Der Federschenkel wird durch einen an der Grundplatte befestigten Drahtbügel (Nr. 4) leicht gegen den Drucknagel gedrückt, um ein Herausrutschen der Drucknagelspitze aus der Gelenkpfanne zu verhindern. Die Länge des handgedrehten Federschenkels beträgt insgesamt 55 mm. Er geht am proximalen und distalen Gelenkende in zwei Quader (Nr. 11) über, die eine Höhe von 11 mm sowie eine Länge und Breite von jeweils 3 mm haben. Der obere

Quader ist in zwei Gelenkscheiden (Nr. 3) von 10 mm Durchmesser eingelagert. Auf der linken Fläche des distalen Quaders ist eine 65 mm lange, 5 mm breite und 0,7 mm dicke V-förmig gebogene, elastische Stahlblattfeder (Nr. 5) fest angeschraubt. Diese Blattfeder ruht mit ihrem freien, leicht gebogenen Ende an dem beweglichen Dehnungsschenkel S_1 (Nr. 20), der ebenfalls handgedreht und poliert ist. Das obere Ende von S_1 trägt die geeichte Meßskala für Kraft und Dehnung (Nr. 1). 15 mm unterhalb der bogenförmigen Meßskala findet sich der Drehpunkt (Nr. 21) von S_1 , der ähnlich konstruiert ist wie der des Federschenkels. 5 mm unterhalb der Federgleitstelle sind die ersten, getrennt voneinander gelagerten Zeiger für die Kraft- und Längenänderung angebracht. Der untere, gelenkig gelagerte Kraftänderungszeiger (Nr. 18) steht nach rechts durch einen Gelenkbügel (Nr. 12) mit dem unteren Quader des Federschenkels in Verbindung. Das freie, gebogene und markierte Ende des Kraftänderungsanzeiger steht in Ruhestellung 2 mm über der Nullmarke der Kraftskala. Direkt über dem Gelenk des Kraftänderungszeigers befindet sich das Gelenk des Längenänderungszeigers (Nr. 19). Er ist mit einem Bügel gelenkig verbunden, der seinerseits auch gelenkig an einem Haltegriff der Grundplatte befestigt ist. In Ruhestellung befindet er sich ebenfalls in Nullstellung über der Kraftskala. Etwa 10 mm unterhalb der Zeigergelenke auf S_1 ist eine in Ruhestellung 35 mm lange Spiralfeder (Nr. 17) von 4 mm Durchmesser befestigt. Das andere Ende sitzt fest an dem linken Sockel des Druckluftzylinders. Diese Feder gewährleistet, daß der Dehnungsschenkel, sowie Längen- und Kraftanzeiger wieder in Ruhestellung zurückfinden.

Im oberen Drittel des Dehnungsschenkels, links von ihm, ist eine Gewindeschraube angebracht, um ein zu starkes Ausschlagen der Zeiger - und damit eine Verbiegung des Kraftanzeiger zu verhindern.

Zwischen Dehnungs- und Federschenkel ist der fest sitzende Halteschenkel (Nr. 15) mit einer endständigen Schraube (Nr. 16) auf der Grundplatte fest aufgeschraubt. Durch Lösen der Schrauben läßt sich der Abstand zu S_1 verändern.

Der Halteschenkel hat eine Länge von insgesamt 95 mm. Der obere Anteil besteht aus einer 65 mm langen, 6 mm breiten und 1 mm tiefen Stahlplatte, der nach unten ein 15 mm hoher, mit 9 mm² Grundfläche hart angelöteter Messingquader folgt. Dieser trägt wiederum das 15 mm lange, handgedrehte und polierte Schenkelende. An den Enden von S_1 und S_2 werden die eingepaßten Meßschuhe aufgesetzt. Sie sind stempelförmig angefertigt und haben eine quadratische Standfläche von jeweils 25 mm². Während der Versuche wird das Gerät so eingestellt, daß bei allen Patienten ein Hautbezirk von 10 mm Länge und 5 mm Breite auf seine Dehnbarkeit gemessen wird.

Das Meßgerät, mit Ausnahme des Druckzylinders, umgibt ein Gehäuse aus Plexiglas, das sowohl auf die Grundplatte aufgesetzt, als auch von ihr abgenommen werden kann.

Handhabung und Meßtechnik

Das Fixationsproblem wurde durch die Verwendung eines Cyanoacrylatklebers gelöst. Cyanoacrylatkleber sind unter verschiedenen Freinamen im Handel erhältlich und in der Chirurgie etwa seit 1960 bekannt. Sie wurden zuerst in der Gefäßchirurgie (HEALEY, MANAX, HAFNER, YOSHIMURA), später in allen operativen Fächern der Medizin zum Abdichten und Festigen von Nahtstellen oder auch als nahtlose Methode der Wundverschließung verwendet.

Der hier benutzte Cyanoacrylatkleber (Sicomet 85) hat die Beschaffenheit einer klaren, farblosen Flüssigkeit und einer wasserähnlichen Viscosität von 30 cp. Luftfeuchtigkeit wirkt katalytisch auf die Aushärtung der Klebeverbindung. Je höher die relative Luftfeuchtigkeit ist, desto rascher wird die Polymerisation eingeleitet. Die günstigsten atmosphärischen Voraussetzungen liegen bei 60 - 70 % relativer Luftfeuchtigkeit. Diese Eigenschaft ist bei unseren Versuchen ein nützlicher Begleitumstand, da durch die ständige Schweißsekretion und Verdunstung diese günstigen Bedingungen an der Hautoberfläche erreicht werden.

Eine weitere Eigenschaft des Klebers ist seine kristalline Polymerisation. Er wird innerhalb von Sekunden in sich starr und verhält sich nicht, wie andere Kleber, dehnbar plastisch.

Um das Gerät auf die Haut des Patienten zu fixieren, setzt man die "Schuhe" an die Dehnungs- bzw. Halteschenkel und bestreicht ihre Basis mit einem dünnen Film des Klebers. Dann setzt man unter leichtem Druck das Gerät auf die zu messende Hautstelle auf und wartet etwa 15 Sekunden, bis der Kleber polymerisiert ist. Danach läuft der Meßvorgang wie folgt ab:

Das Ventil des Sphygmameters wird geschlossen und mit dem Gummiball ein bestimmtes Luftvolumen in das System gedrückt. Der Luftdruck wirkt auf den Kolben. Dieser schiebt sich mit dem Drucknagel auf den Federschenkel mit der Blattfeder, und diese wiederum auf den Dehnungshebel. Während der Dehnungshebel ausweicht und dabei die fixierte Hautstelle mitnimmt, wird die Blattfeder durch den bei der Dehnung entstandenen Widerstand der Haut zusammengedrückt. Die entsprechenden Zeiger für Längen- und Kraftänderungen zei-

Eichdirektion Rheinland-Pfalz



PRÜFSCHIEIN

Gegenstand:

Fabrik-Nr.:

Amtliches Zeichnen:

Prüfschein-Nr.

Am 18. Dezember 1969 wurde das von den Herren
Dr.med.H. Willebrand und cand.med. W. Achenbach,
Chirurgische Universitätsklinik Mainz, vorgelegte
Gerät zum Messen der Dehnbarkeit von menschlicher
Haut geprüft.

Die Vorspannung wurde so variiert, daß der Anzeige-
bereich von 10% bis 60% Längenänderungen zwischen
0,5 mm und 2,5 mm entsprach.

Bei der Prüfung mit praktisch fehlerfreien Gewichten
ergab sich, daß sich die Anzeige im geprüften Bereich
für jede Belastungsänderung von 50 g um 10% änderte.
Der maximale Fehler einer Anzeigeänderung kann im
genannten Skalenbereich $\pm 4\%$ entsprechend $\pm 0,8$
Skalenteilen betragen.

Bad Kreuznach, 16.1.1970

Übereinstimmung der Fotokopie / Abschrift
mit dem vorgelegten Original wird beglaubigt:

Mainz, den

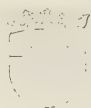
3. NOV. 1972



Prüfscheine ohne Dienstsiegel haben keine Gültigkeit.

Die Prüfscheine dürfen für geschäftliche Zwecke nur im vollen Wortlaut weiterverbreitet werden.
Für Änderungen und Auszüge ist vorher die Genehmigung der ED einzuholen.

Landesdirektion Rheinland-Pfalz



PRÜFSCHIEIN

Gegenstand:

Lauch-Nr.:

Amthliches Zeichen:

Prüfschein-Nr. 4/71

Am 1. März 1971 wurde das von Herrn Dr. med. H. Millebrand, Chirurgische Universitätsklinik Mainz, vorgelegte Gerät zur Messen der Dehnbarkeit von menschlicher Haut geprüft.

Die Verspannung wurde so variiert, daß der Anzeigebereich von 10% bis 60% Anzeigenänderungen zwischen 0,5 mm und 2,5 mm entsprach.

Die der Anzeige mit praktisch fehlerfreien Anzeigen ergab, daß sich die Anzeige im geprüften Bereich für jede Belastungsänderung von 50% um 10% änderte. Der maximale Fehler einer Anzeigenänderung nahm im genannten Skalenbereich $\pm 4\%$ entsprechend $\pm 0,8$ Skalenteilen betragen.

Land Kreuznach, 5. März 1971



Die Überprüfung des Gerätes erfolgte
mit dem am 1. März 1971 in Mainz

Ma. n. z. 10. 1. 71

J. J. J.

gen dabei auf der Skala eine bestimmte Längen- und Kraftänderung an. In unseren Versuchen werden pro Hautmessung fünf Werte abgegriffen:

und zwar die Kraftänderungen, die bei einer Dehnung eines 10 mm langen und 5 mm breiten Hautstückchens um 0,5; 1,0; 2,0 und 2,5 mm registriert wird. Das entspricht einer Hautdehnung von 5, 10, 15, 20 und 25 Prozent.

Eigenschaften des Dehnbarkeitsmessers

- 1.) Dieser Dehnbarkeitsmesser ist ein Gerät zur schnellen Beurteilung der Hautdehnbarkeit. Da es nicht groß ist, läßt es sich einfach an jeder Hautregion der Körperoberfläche einsetzen.
- 2.) Kraft- und Wegskala liegen dicht parallel zueinander, so daß Kraft- und Längenänderung direkt und einfach abgelesen werden können.
- 3.) Das Gerät ist robust hergestellt und konnte während der ganzen Versuchsperiode wartungs- und störungsfrei eingesetzt werden.

Um die Meßgenauigkeit festzustellen, wurde das Gerät am 18. 12. 1969 bei der Eichdirektion von Rheinland-Pfalz auf seine Genauigkeit hin geprüft und nach Abschluß der Messungen am 04. 03. 1971 kontrolliert.

Nach den ausgestellten Prüfscheinen beträgt die mittlere Abweichung $\pm 4\%$ der Norm (s. Abb. 2 und Abb. 3). Das bedeutet für dieses mechanische Meßgerät ein hohes Maß an Meßgenauigkeit. Die festgestellte Abweichung dürfte daher für die Beurteilung des Dehnungsverhaltens der Haut eine zu vernachlässigende Größe sein, wie sie in der Meßtechnik vertretbar ist.

VII. UNTERSUCHTE PATIENTEN

An der Chirurgischen Universitätsklinik in Mainz wurden in der Zeit vom 01. 01. 1963 bis 18. 10. 1969

226 hautplastische Operationen bei 208 stationär behandelten Patienten durchgeführt: 46 lokale Verschiebeplastiken, 118 freie Transplantationen, 62 lokale Verschiebeplastiken kombiniert mit freien Hautübertragungen und 30 Stiellappenplastiken. Die Indikation zum plastischen Hautersatz waren 66 akute Verbrennungsfälle, in 144 Fällen granulierende und offene Wundflächen sowie in 28 Fällen narbig, trophische Störungen oder Defekte nach Operationen. Ätiologisch handelte es sich bei 70 Patienten um thermische Schädigungsfolgen,

bei 144 um mechanische Traumen und bei 24 um Excisionen von Hauttumoren (s. Abb. 4 und 5).

In der Zeit vom 15. 10. 1969 bis 15. 02. 1970 wurden diese Patienten zu einer Nachuntersuchung der Transplantate in die Chirurgische Universitätsklinik Mainz einbestellt. Von den 208 benachrichtigten Patienten erschienen 52. 18 waren postalisch nicht erfaßbar, da sie mit einer unbekannten Adresse verzogen sind, 92 erschienen und antworteten nicht, selbst nicht nach dreimaliger Benachrichtigung und freier Terminwahl; 46 Patienten sind verstorben. Von den 52 erschienenen Patienten verweigern drei aus persönlichen Gründen die Teilnahme an den Versuchen.

VIII. VERSUCHSANORDNUNG

An 49 Patienten wird die Haut sowohl an der kontralateralen Transplantatentnahmestelle, als auch im Zentrum des Transplantates nach der oben beschriebenen Meßmethode auf ihr Dehnbarkeitsverhalten gemessen. Die gefundenen Meßwerte werden tabellarisch in Protokollen festgehalten (s. Abb. 6). Anhand der Meßwerte werden Dehnbarkeitsmittelwerte errechnet. Dabei fassen wir die einzelnen Einflußgrößen, wie Alter, Entnahmestelle, Hautdicke des Transplantates und Transplantationstechnik nach ihrem Dehnbarkeitsverhalten in Gruppen zusammen und beurteilen sie zunächst in zeichnerischen Darstellungen. Darüber hinaus werden die Meßergebnisse statistisch erfaßt und ausgewertet.

Zur Lokalisation der Entnahme- und Transplantationsstellen wird unter Berücksichtigung der anatomischen Oberflächenregionen die Körperoberfläche in 93 Hautquadranten eingeteilt und in einem Schema dargestellt (s. Anhang).

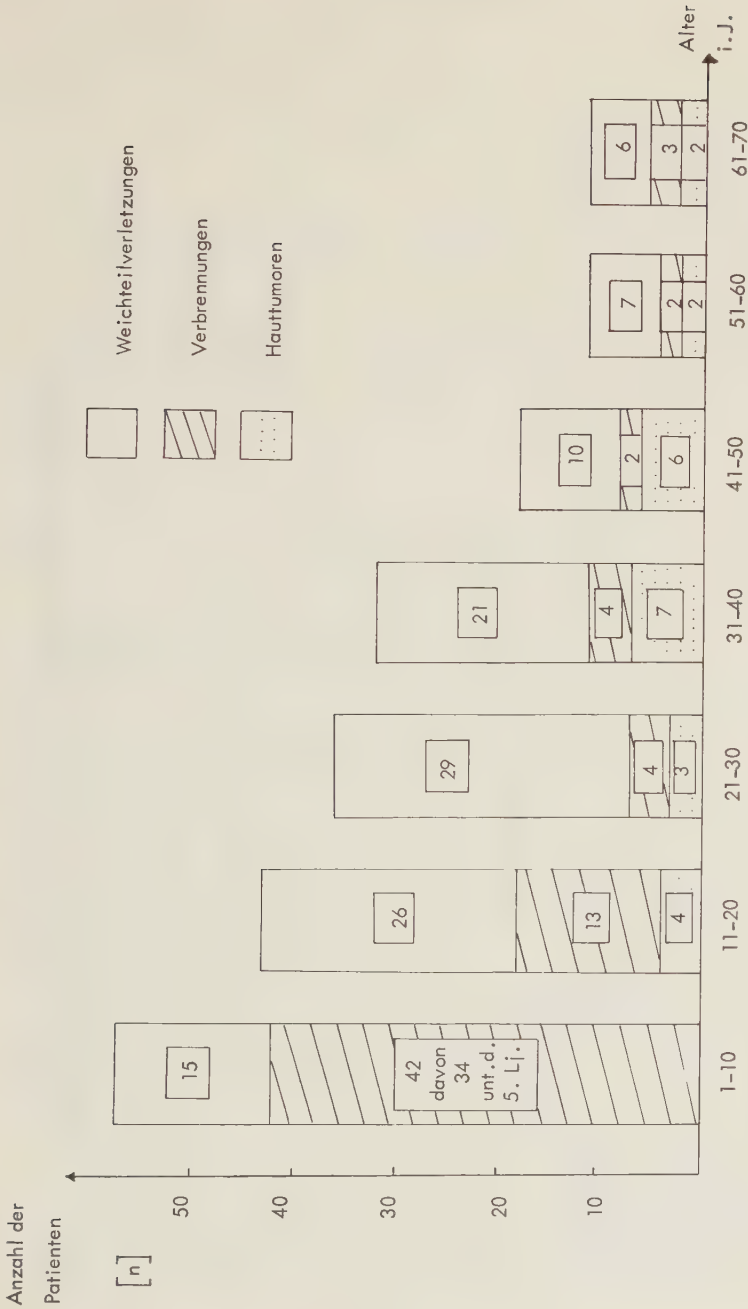


Abb. 4: Darstellung der Verteilung von Hauttransplantationen nach Häufigkeit, Alter und Transplantationsindikation (208 Patienten von 1963-1969)

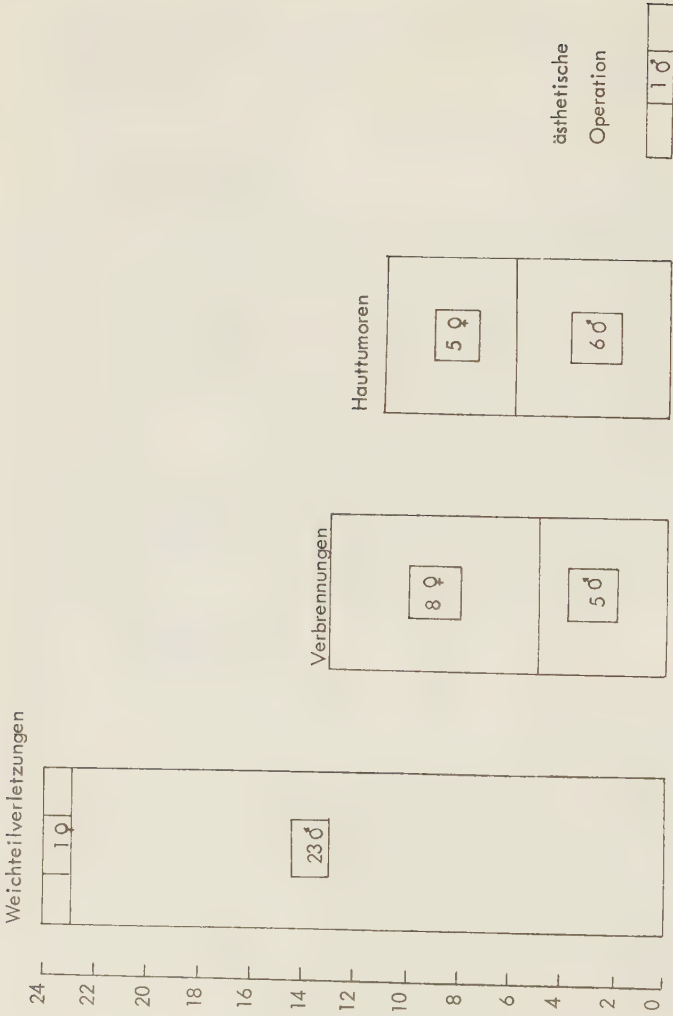


Abb. 5: Darstellung der Transplantatindikationen nach Häufigkeit der Fälle bei 49 Patienten.

VERSUCHSPROTOKOLL

(Abb. 6)

	1		
Laufende Nr.	2		4
Alter z. Zt. der Nachuntersuchung	5		6
Stat. Aufnahme (Monat, Jahr)	7		9
Behandlungsdauer (i. Tagen)	10		12
Geschlecht (o = 1, ♀ = 2)	13		
adipös (ja = 1, nein = 2)	14		
ödematös (ja = 1, nein = 2)	15		
faltige Haut (ja = 1, nein = 2)	16		
Transplantationsindikation	17		
Verbrennung = 1, Weichteildefekt = 2, Hauttumor = 3, sonstige = 4			
Abstoßungsreaktion (ja = 1, nein = 2)	18		
Entzündungsreaktion (ja = 1, nein = 2)	19		
Heilung (primär = 1, sekundär = 2)	20		
Zeitraum v.d. Transplantation bis zur Nachuntersuchung (i. Tagen)	21		25
Transplantatdicke	26		
THIERSCH = 1, Spalthaut = 2, Vollhaut = 3, ungenaue Angabe = 9			

(2)

Transplantationstechnik

Verschiebelappen = 1

Rollappen = 2

Einbasiger Stiellappen = 3

Zweibasiger Stiellappen = 4

Schwenklappen = 5

..... 27

Crosslappen = 6

Freies Transplantat = 7

Transplantatentnahmestelle 28 29

(nach Abb. im Anhang)

Transplantatlokalisierung 30 31

(nach Abb. im Anhang)

Meßwerte

Entnahmestelle				Transplantat							
Kraft (i.pont)				Dehnung (i.mm ⁻¹)				Kraft (i.pont)			
42				44	32			33	57		59
45				47	34			35	60		62
48				50	36			37	63		65
51				53	38			39	66		68
54				56	40			41	69		71

IX. MECHANISCH MESSBARE EIGENSCHAFTEN DER HAUT

Die Mechanik der Haut richtet sich nach physikalischen Gesetzmäßigkeiten unter Berücksichtigung aller Faktoren, die von physiologischen Funktionen und anatomischen Besonderheiten der Haut abhängig sind.

Die tragenden Elemente der Hautmechanik – das Elastin und Kollagen – bestehen aus vielen Faserbündeln, die im entspannten Zustand gewellt sind. Für die Einzelfaser muß daher zwischen Wellung und Dehnung unterschieden werden. Zur Entwellung ist nur eine geringe Kraft notwendig. – Bei einer Dehnung gehorcht die Einzelfaser dem HOOKE'schen Gesetz, d.h.: dehnt man eine Einzelfaser, so ist ihre Verlängerung Δl der dehnenden Kraft K und der Länge l direkt proportional, dem Querschnitt q und dem Elastizitätsmodul E der Faser umgekehrt proportional.

Daraus folgt:

$$\Delta l = \frac{K \cdot l}{q \cdot E} \quad (\text{das HOOKE'sche Gesetz})$$

Stellt man demnach den Zusammenhang zwischen der dehnenden Kraft und der relativen Dehnung $\Delta l/l$ bei einer Einzelfaser in einem Koordinatensystem graphisch dar (s. Abb. 7), so erhält man bei kleinen Kräften eine Proportionalität zwischen Kraft und Dehnung; das graphische Bild ist eine Gerade. Sie reicht bis zu einem bestimmten Punkt (A), den man als die Proportionalitätsgrenze bezeichnet. Verwendet man noch größere Kräfte, so setzt die Einzelfaser der Verformung einen geringen Widerstand entgegen, so daß die Dehnung schneller zunimmt als vorher; die Kurve zeigt bis zum Punkte B eine deutliche Krümmung. In dem ersten Teil des Bereiches von A bis B nimmt die Einzelfaser nach Beendigung der Beanspruchung ihre frühere Gestalt noch wieder an; von einer bestimmten Stelle, der sog. Elastizitätsgrenze ab, wird aber die Verformung nach Aufhören der Kräfte nicht wieder vollständig zurückgebildet. Die Faser hat jetzt eine Änderung ihrer Gitterstruktur erfahren. Geht man über den Punkt B hinaus, so verursacht ein geringes Anwachsen der äußeren Kraft eine starke Zunahme der Dehnung; die Einzelfaser beginnt wie eine zähe Flüssigkeit zu fließen. Man nennt den Punkt B deshalb die Fließ- oder Streckgrenze. Das Fließen endet an der Stelle C. Es folgt dann noch einmal ein stärkeres Ansteigen der Kurve: d.h. die Faser setzt der äußeren Beanspruchung noch einmal einen größeren Widerstand entgegen, der bei D seinen höchsten Wert erreicht; man nennt diese Stelle die Zerreiß- oder Bruchgrenze. Überschreitet man auch diese Stelle, so läßt die innere Spannung der Einzelfaser rasch nach, und es bilden sich Einschnürungen. An einer solchen Einschnürung zerreißt die Einzelfaser schließlich.

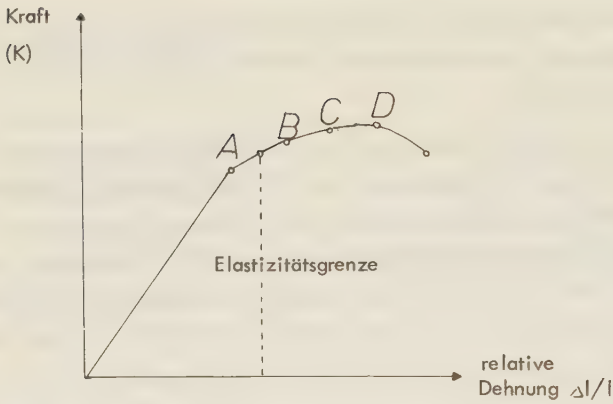


Abb. 7: Zusammenhang zwischen Kraft und der durch sie bewirkten relativen Dehnung einer Einzelfaser.

Wird nun nicht nur eine Einzelfaser, sondern insgesamt die Haut kontinuierlich gedehnt, so verhält sie sich, wie Abb. 8 veranschaulicht. Dabei können 4 Kurvenbereiche unterschieden werden.

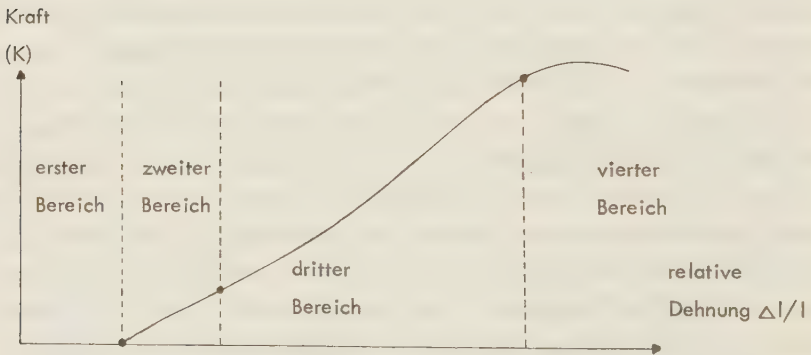


Abb. 8: Kraft- Dehnungskurve der Haut

- Erster Bereich: Die Faserbündel werden entwellt. Die dazu notwendige Kraft ist sehr klein; sie kann mit der verwendeten Registriereinrichtung nicht gemessen werden. Am Ende des Bereiches ist das erste Faserbündel des zu messenden Hautbereiches entwellt.
- Zweiter Bereich: Das als erstes entwellte Faserbündel gehorcht bei zunehmender Dehnung dem HOOKE'schen Gesetz. Gleichzeitig werden immer mehr Faserbündel entwellt, zu deren weiterer Dehnung zusätzliche Kraft aufgewendet werden muß. So kommt es zu einem monotonen Anstieg der Kurve. Am Ende des Bereiches ist das letzte Faserbündel entwellt.
- Dritter Bereich: Jetzt sind alle Faserbündel entwellt und nehmen an der Dehnung teil. Ihre Gesamtheit genügt dem HOOKE'schen Gesetz. Die Kraft-Dehnungskurve weist in diesem Bereich einen linearen Anstieg auf. Am Ende des Bereiches reißt das erste Faserbündel ab.
- Vierter Bereich: Bei weiterer zunehmender Dehnung zerreißen immer mehr Faserbündel. Die Kraft-Dehnungskurve weicht infolgedessen vom linearen Anstieg nach unten ab.
- Durch das Zerreißen der Faserbündel tritt eine Verminderung des tragenden Querschnittes ein, die schließlich zum Zerreißen des ganzen Hautstreifens führt.

Insgesamt verhält sich die Haut bei einer Dehnung also nicht wie ein fester Körper und genügt so auch nicht dem HOOKE'schen Gesetz. Allerdings ist es andererseits möglich und richtig, bestimmte Dehnungsbereiche auszuwerten und zu diskutieren.

X. ZEICHNERISCHE DARSTELLUNGEN VON HAUTDEHNUNGSKURVEN

Wie bereits erwähnt wurde, ist bei einer tangentialen Hautdehnung der erste Dehnungsbereich so klein, daß er vernachlässigt werden kann.

Andererseits lassen sich bei in vivo-Versuchen Hautdehnungen sowohl im oberen 3. Bereich als auch im 4. Bereich wegen der Schmerzhaftigkeit bzw. des entstehenden Hautdefektes schlecht durchführen.

Für diagnostischen Zwecke sind daher Messungen am Patienten im 2. Bereich und unteren 3. Bereich sinnvoll und für die klinische Aussagefähigkeit ausreichend.

Die Meßwerte sollen zunächst durch Kurvendiskussion dargestellt werden. Dabei bestehen bei der Beurteilung der Hautdehnungskurven zunächst zwei Möglichkeiten der Betrachtung, die von ihrer Fragestellung abhängig sind: Entweder man variiert die Kraft (K), die imstande ist, die Haut zu dehnen und registriert die Hautdehnung (I), dann ist

$$K = f(I) \quad (\text{Abb. 9})$$

und ein Anstieg (m) der Kurve:

$$m = \frac{\Delta K}{\Delta I}$$

oder man variiert die Hautdehnung (I) und mißt die Kraft (K), die der Hautdehnung entgegenwirkt, dann ist

$$I = f(K) \quad (\text{Abb. 10})$$

und ein Anstieg (m) der Kurve:

$$m = \frac{\Delta I}{\Delta K}$$

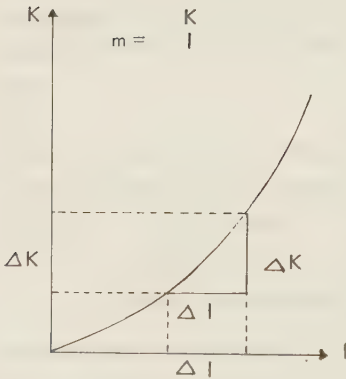


Abb. 9: Hautdehnungskurve
 $K = f(I)$

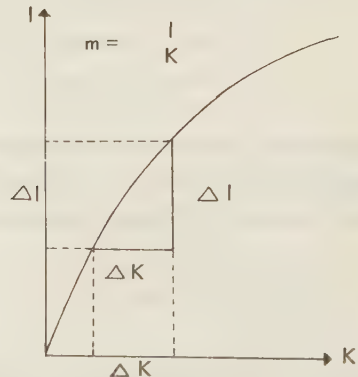


Abb. 10: Hautdehnungskurve
 $I = f(K)$

Im ersten Fall: $K = f(l)$, gibt einer von unendlich vielen Anstiegen einer Hautdehnungskurve das Verhältnis $\Delta K / \Delta l$ an und macht damit eine Aussage über die Elastizität der Haut, denn:

$$E' = \frac{\Delta K}{\Delta l}$$

Man erhält also den Längenelelastizitätsmodul der Haut im entsprechenden Dehnungsbereich. Bei der zweiten Kurve, $l = f(K)$, gibt einer von vielen Anstiegen einer Hautdehnungskurve das Verhältnis $\Delta l / \Delta K$ an und macht damit eine Aussage über die Längendehnbarkeit der Haut, denn:

$$\frac{1}{E'} = \frac{\Delta l}{\Delta K}$$

Man erhält also eine Aussage über die Dehnbarkeit der Haut in einem bestimmten Dehnungsbereich. Diese Aussage ist für die praktische klinische Anwendung wesentlich interessanter als die Bestimmung der Hautelastizität, denn die Dehnbarkeit ist ein Maß für "strukturelle Beweglichkeit" der Haut, während Hautelastizität ein Maß für die "Starrheit" der Haut darstellt.

Bei der Definition des mechanischen Verhaltens der Haut wird der Begriff der Hautdehnbarkeit herkömmlich als Elastizität gebraucht. So wird beispielsweise jugendliche Haut als "elastisch" (gemeint ist dehnbar) und alternde Haut als "starrer" (gemeint ist elastischer) bezeichnet (GÖPFERT, 1961). Da dieser herkömmliche Sprachgebrauch zu Mißverständnissen führen muß, halten wir uns im folgenden an die physikalische Definition.

XI. BEURTEILUNG VON HAUTDEHNUNGSKURVEN

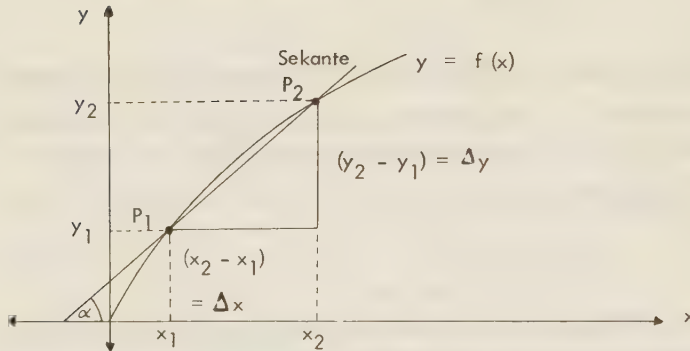


Abb. 11: Graphische Darstellung des Differenzenquotienten.

Eine gekrümmte Kurve kann als das Bild einer Funktion $y = f(x)$ aufgefaßt werden, die mindestens in einem geschlossenen Intervall, das die Abszissen x_1 und x_2 enthält, definiert ist (Abb. 11). Dem Unterschied $\Delta x = (x_2 - x_1)$ der Abszissen entspricht dann dem Unterschied Δy der Ordinaten: $\Delta y = (y_2 - y_1) = f(x_2) - f(x_1) = f(x_1 + \Delta x) - f(x_1) = f(x_1 + \Delta x) - f(x_1)$. Die Gerade durch die Punkte $P_1 (x_1/y_1)$ und $P_2 (x_2/y_2)$ ist eine Sekante der Kurve. Nach den Regeln der analytischen Geometrie hat diese Gerade den Anstieg:

$$m = \frac{\Delta y}{\Delta x} = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} = \frac{f(x_2) - f(x_1)}{x_2 - x_1} = \frac{f(x_1 + \Delta x) - f(x_1)}{\Delta x} =$$

$= \tan \alpha$, wenn α der Winkel zwischen der $+x$ -Achse und der Sekante ist.

Analytisch ist dieser Ausdruck der Quotient zweier Differenzen und wird deshalb Differenzquotient genannt. In den Naturwissenschaften werden viele Größen als Differenzquotient ausgedrückt, z.B. die mittlere Geschwindigkeit, das mittlere Temperaturgefälle, die mittlere Dichte usw. Wir dürfen daher auch bei der Beurteilung der Mechanophysiologie der Haut die dividierten Differenzen auf die Hautdehnbarkeit anwenden, vorausgesetzt, daß Dehnungs- und Kraftdifferenzen nicht zu groß gewählt sind. Bezogen auf eine Hautdehnungskurve:

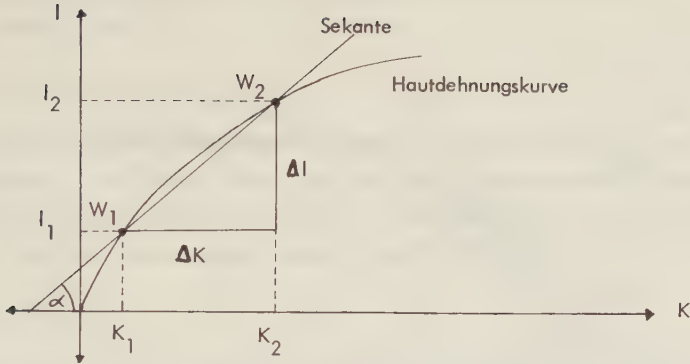


Abb. 12: Anwendung des Differenzquotienten auf eine Hautdehnungskurve.

lautet dann der Anstieg der Sekante durch die Meßwerte W_1 (K_1/I_1), die auf der Dehnungskurve liegen:

$$m = \frac{\Delta I}{\Delta K} = \frac{I_2 - I_1}{K_2 - K_1}$$

Der Anstieg m macht eine Aussage über das Dehnbarkeitsverhalten eines bestimmten Hautbezirkes im Bereich einer bekannten Hautdehnung, d.h. ist der Anstiegswert einer Dehnungskurve in einem definierten Meßbereich groß, bedeutet das eine hohe Dehnbarkeit der Haut. Jeder Kurvenanstieg macht also eine genaue Aussage über das jeweilige Dehnbarkeitsverhalten in einem definierten Dehnungsbereich.

Um möglichst viele Bereiche der Dehnungskurve definieren zu können, haben wir bei jeder Messung mit unserem Meßgerät fünf Werte abgegriffen, und zwar die Kraft bei 0,5 mm; 1,0 mm; 1,5 mm; 2,0 mm und 2,5 mm Dehnung; das entspricht bei einem Hautstückchen von 1 cm Länge einer Hautdehnung von: 5 %; 10 %; 15 %; 20 % und 25 %. Da sich oft schon bei 25 % Hautdehnung meßtechnisch keine einheitlichen Vergleiche mehr ziehen lassen, bestimmen wir aus den ersten vier Wertepaaren vier Sekanten jeweils einer Dehnungskurve und diskutieren die Größen ihrer Anstiege:

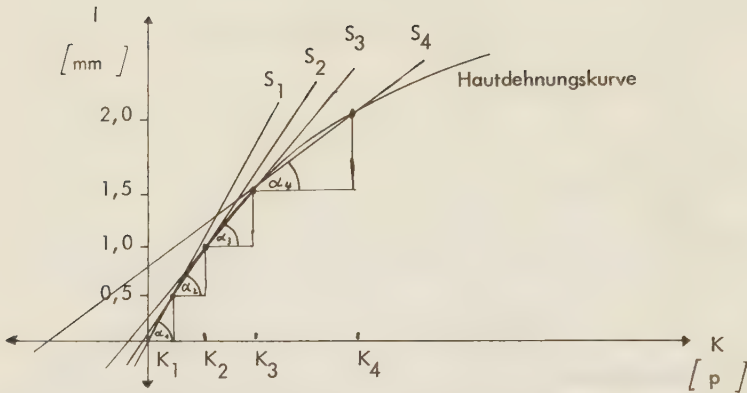


Abb. 13: Darstellung von 4 Sekantenanstiegen einer Hautdehnungskurve.

- 1.) $m_1 = \operatorname{tg} \alpha_1 = \frac{l_{0,5} - l_0}{K_{0,5} - K_0} =$ Anstieg von S_1
- 2.) $m_2 = \operatorname{tg} \alpha_2 = \frac{l_{1,0} - l_{0,5}}{K_{1,0} - K_{0,5}} =$ Anstieg von S_2
- 3.) $m_3 = \operatorname{tg} \alpha_3 = \frac{l_{1,5} - l_{1,0}}{K_{1,5} - K_{1,0}} =$ Anstieg von S_3
- 4.) $m_4 = \operatorname{tg} \alpha_4 = \frac{l_{2,0} - l_{1,5}}{K_{2,0} - K_{1,5}} =$ Anstieg von S_4

Aus Abb. 13 ist zu ersehen, daß $\operatorname{tg} \alpha_1 > \operatorname{tg} \alpha_2 > \operatorname{tg} \alpha_3 > \operatorname{tg} \alpha_4$ ist; das bedeutet, daß die Dehnbarkeit der Haut mit steigender Hautdehnung abnimmt. Weiterhin schließt eine gleichmäßig steil verlaufende Kurve auf eine hohe Dehnbarkeit der Haut, während eine flache Dehnungskurve auf eine geringere Dehnbarkeit hinweist. Die Kenntnis von der Aussagefähigkeit der Kurvenanstiege ist hier Grundlage für die statistische Auswertung der Hautdehnungskurven.

XII. ABHÄNGIGKEIT DER HAUTDEHNBARKEIT VON VERSCHIEDENEN PARAMETERN

Ergebnisse und Diskussion

Nachdem festgestellt wurde, daß die Dehnbarkeit der Haut als kennzeichnende Meßgröße verwendbar ist, soll nun die Abhängigkeit dieser Größe von verschiedenen Parametern untersucht werden; nämlich vom Hautalter, der Entnahmestellen, der Hautdicke des Transplantates, der Transplantationstechnik und der Transplantationsindikation.

1. Hautalter

Abb. 14 zeigt die Beziehung zwischen der mittleren Hautdehnbarkeit und dem Alter des Patienten. Dargestellt werden die Dehnbarkeitsmittelwerte der Hautentnahmestellen (○) und mittlere Transplantatdehnbarkeit (●). Es zeigt sich sowohl bei den Entnahmestellen, als auch bei den Transplantatlokalisationen eine gewisse Tendenz, daß die Hautdehnbarkeit mit zunehmendem Alter abfällt. Die Streuung der Werte findet ihre Begründung vielleicht darin, daß die unterschiedliche Lokalisation der Entnahmestellen durch die beschränkte Fallzahl nicht berücksichtigt werden kann. So werden mechanisch ungünstige Entnahmestellen und Transplantate von Kindern einerseits, mit guten Transplantationsergebnissen, von Erwachsenen andererseits verglichen. Gemessen an der relativ geringen Fallzahl und vielen Einflußgrößen ist die Tendenz dennoch auffällig.

2. Hautentnahmestellen

Zur besseren Beurteilung werden benachbarte Hautquadranten zu Regionen zusammengefaßt. Nach der Häufigkeit der Entnahmestellen ergeben sich 3 Gruppen:

- I. seitliche Brust- und Bauchregion
- II. Ober- und Unterarminnenseite
- III. Oberschenkelhaut

Hier zeigt sich auffällig, daß sich die seitliche Brust- und Bauchregion in ihrem Dehnbarkeitsverhalten gegenüber den anderen beiden Gruppen wesentlich günstiger verhält.

Gleichzeitig fällt auf, daß Oberschenkelhaut als Entnahmestelle zwar am häufigsten gewählt wird, aber doch in ihrem Dehnbarkeitsverhalten die ungünstigsten Transplantationsvoraussetzungen bietet.

mittlere
Hautdehnbarkeit

$$\left[\frac{\Delta l}{\Delta K} \right]$$

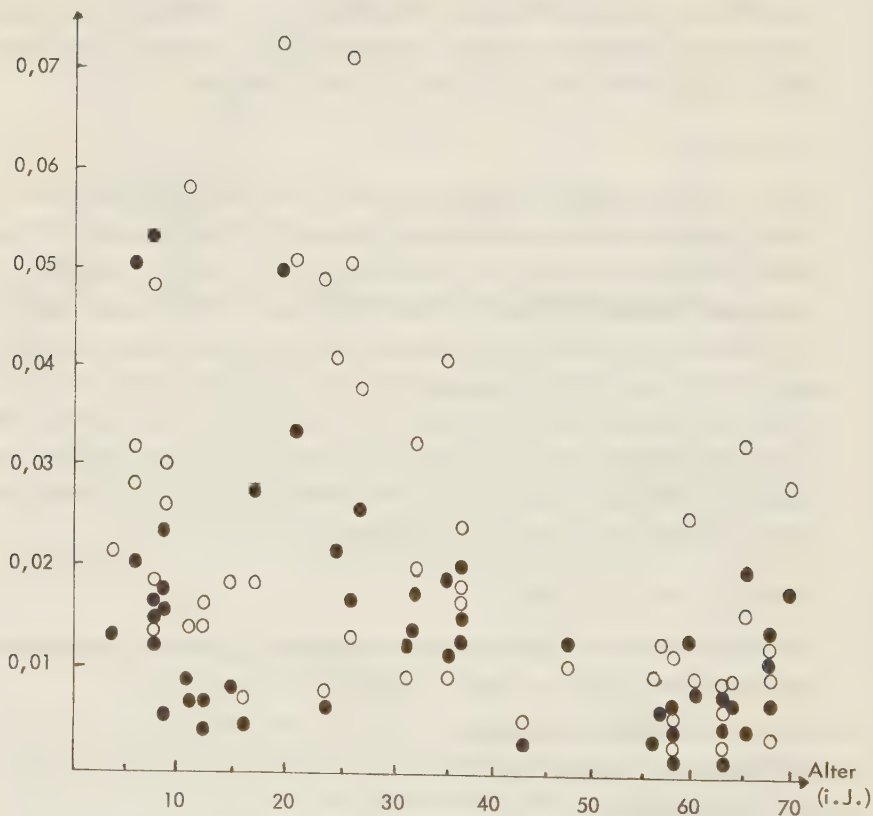


Abb. 14: Darstellung der Beziehung zwischen der mittleren Hautdehnbarkeit und dem Alter der Patienten, gemessen an den Hautentnahmestellen (o) und den Transplantaten (●).

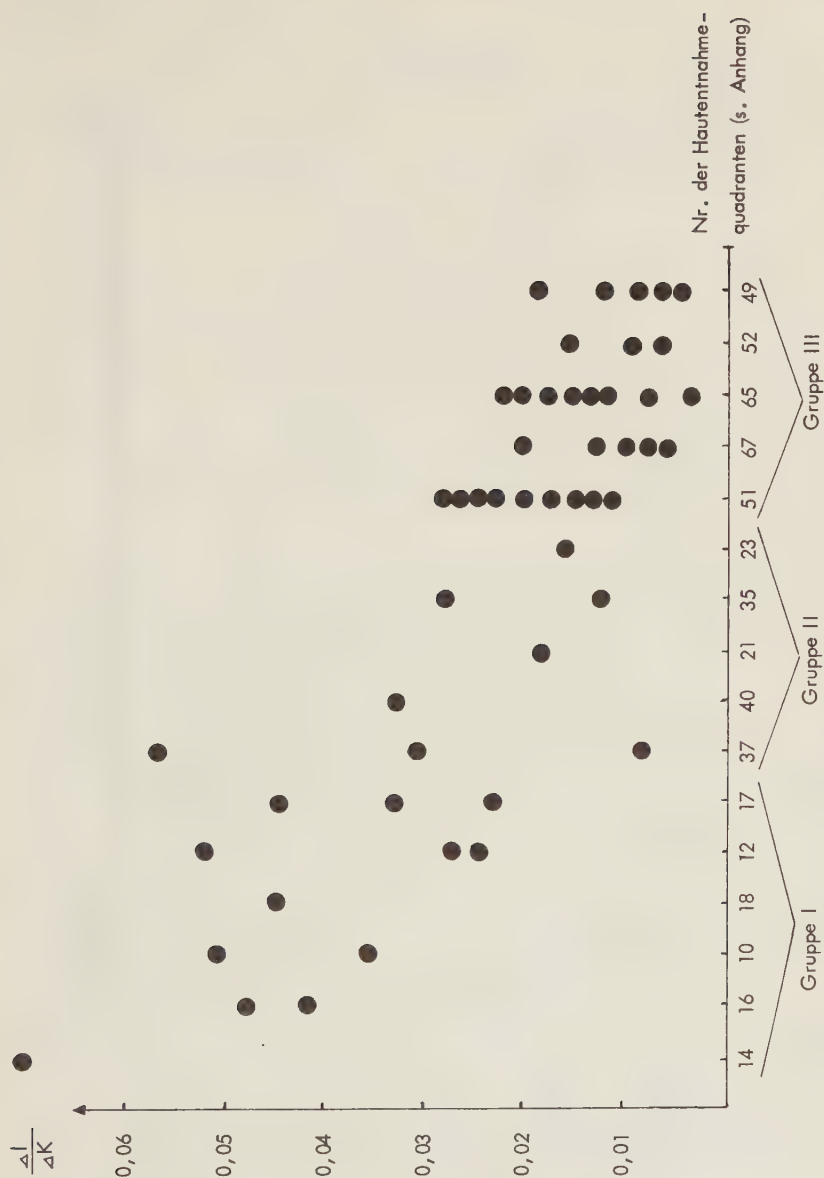


Abb. 15: Darstellung der mittleren Hautdehnbarkeiten in den Hautentnahmequadranten (nach Gruppen geordnet).

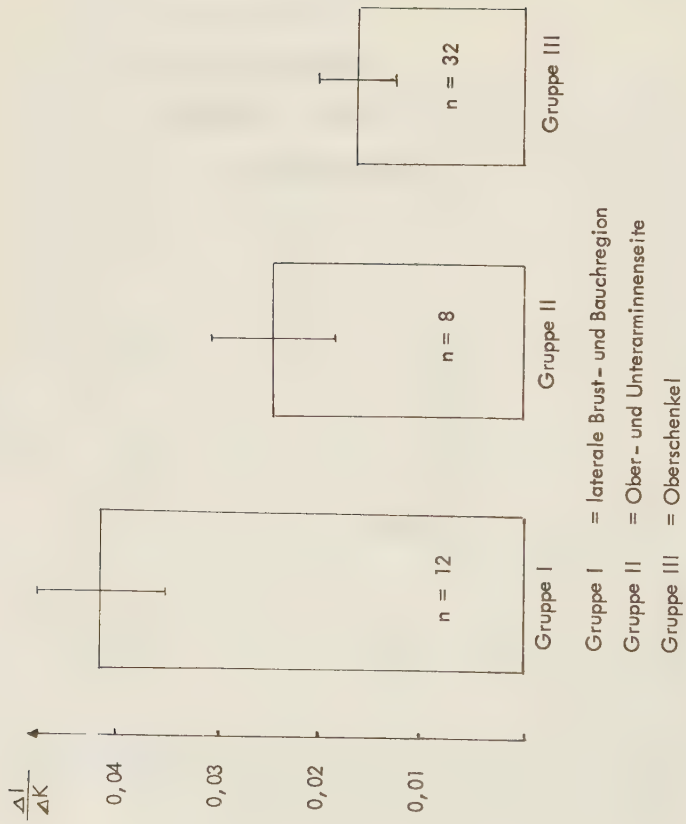


Abb. 16: Darstellung der Dehnbarkeitsmittlwerte einschließlich ihrer Standardabweichungen bei drei Hautentnahmegruppen.

ENTNAHMEGRUPPEN

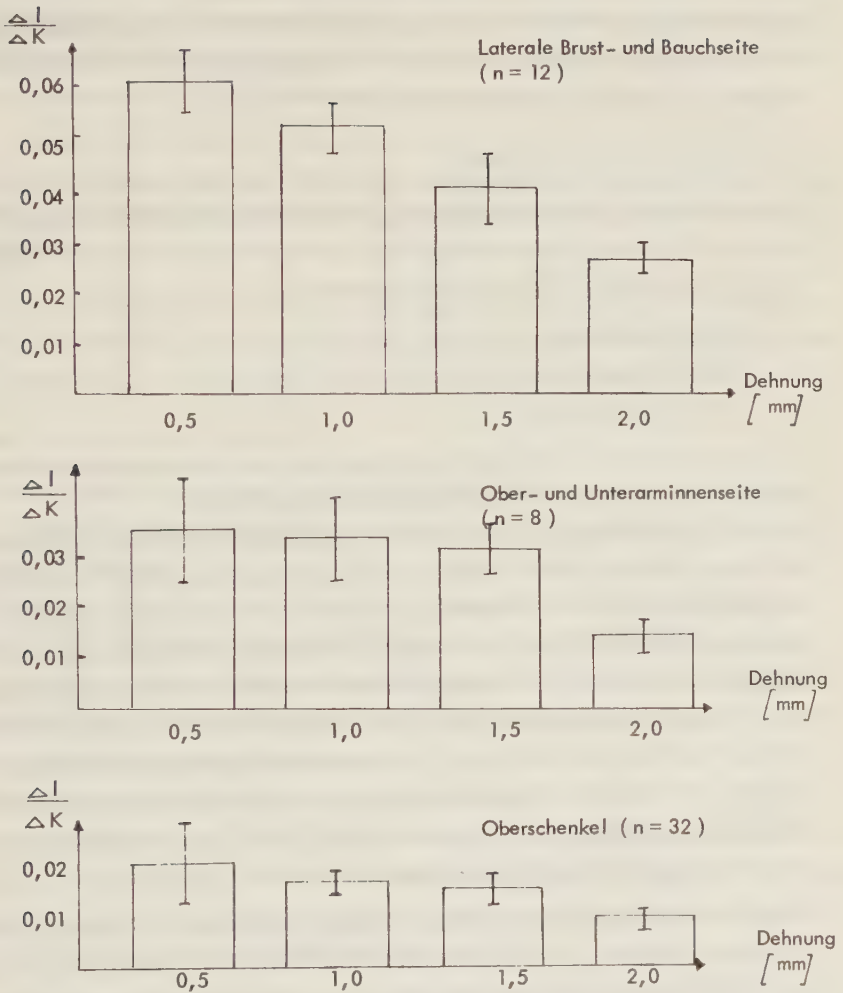


Abb. 17: Darstellung des mittleren Dehnbarkeitsverhaltens bei verschiedenen Entnahmestellen und unterschiedlichen Dehnungen.

Abb. 16 zeigt die Dehnbarkeitsmittelwerte unter Berücksichtigung der Standardabweichungen vom Dehnbarkeitsmittelwert der drei Hautentnahmegruppen.

Bei der Überprüfung, in welchen Dehnungsbereichen die Dehnbarkeitsunterschiede besonders deutlich werden, zeigt sich, wie Abb. 17 veranschaulicht, daß die Dehnbarkeitsunterschiede bei steigender Hautdehnung zunehmen.

3. Transplantatart (Hautdicke)

Hier wird untersucht, ob die Hautdicke eines Transplantates einen Einfluß auf das Dehnbarkeitsverhalten im neuen Transplantatlager hat. Aus den Krankengeschichten der Patienten sind drei unterschiedliche Transplantatarten verwertbar:

- I. THIERSCH-Plastiken
- II. Spalthaut- und
- III. Vollhauttransplantate.

Zur Veranschaulichung des Dehnbarkeitsverhaltens dieser drei Gruppen dienen die vergleichbaren Meßwerte, die in Abb. 18 graphisch dargestellt sind.

Die größte, mittlere Dehnbarkeit zeigt das Vollhauttransplantat. Es folgen mit abnehmenden Werten Spalthaut- und die sogenannten Epidermistransplantate. Dieser Ausdruck entbehrt der Exaktheit, da diese Transplantate noch Anteile der Zona papillaris und die ernährenden subpapillären Gefäß- und Lymphplexus enthalten. Innerhalb der verschiedenen Dehnungsbereiche (5 % - 20 % Dehnung), zeichnet sich der Unterschied zwischen den einzelnen Gruppen ebenfalls deutlich ab. Die Dehnbarkeitsunterschiede zwischen "THIERSCH-Plastiken" und "Spalthauttransplantaten" zeigen keine auffälligen Größendifferenzen. Dies liegt aber wohl eher an der retrospektiven Unmöglichkeit, jetzt genau festzustellen, welche genau definierten Hautdicken verwendet wurden, da die Dicke eines Transplantates in den Operationsberichten nicht festgehalten wird.

Versucht man eine Deutung für das günstige Dehnbarkeitsverhalten der Vollhaut zu finden, so dürfen wir annehmen, daß entsprechend seiner hohen biologischen Wertigkeit das Vollhauttransplantat in seinem mechanisch günstigen Verhalten den Teilhautüberpflanzungen überlegen ist.

Vollhauttransplantate sind mit höheren Einheilungskomplikationen verbunden als Spalthauttransplantate, da bei ersteren an das Transplantatlager höhere Kreislauf- und Stoffwechselanforderungen gestellt werden, die oft nicht gewährleistet sind. Ist das Vollhauttransplantat aber erst in die Zellgemeinschaft mit seiner Umgebung integriert, dann übernimmt es voll-

wertigere Ersatzfunktionen als das Spalthauttransplantat; diese Funktionen lassen sich wiederum im mechanischen Verhalten messen. Andererseits ist Spalthaut transplantierfähiger als Vollhaut. Nach unseren Beobachtungen scheinen Spalthauttransplantate nicht nur erhebliche Dehnbarkeitsverluste gegenüber ihrer Entnahmestellen zu haben, sondern zeigen auch ästhetische Einbußen gegenüber der Vollhaut.

Hier wird vielleicht deutlich, daß sich bei vitalen Indikation zur Hautverpflanzung (z.B. thermische Hautschäden, große Weichteildefekte) das Spalthauttransplantat wegen seiner "bescheidenen" Anforderung an das Transplantatlager eher eignet als das Vollhauttransplantat.

Bieten sich aber andererseits günstige Einheilungsvoraussetzungen für ein Hauttransplantat an (z.B. ästhetisch, plastischer Hautersatz, lokalisierte, nicht ulcerierende und infizierte Hauttumoren), so sollte Vollhaut zur Verpflanzung empfohlen werden.

4. Transplantationstechnik

Bei der Prüfung einer weiteren Frage, ob sich einige Transplantationstechniken in ihrem Dehnbarkeitsverhalten unterscheiden, finden wir bei den hier vorhandenen Techniken folgende Ergebnisse:

Stiel- und Rollappen zeigen nach ihrer Verpflanzung höhere Dehnbarkeitswerte als vergleichbare freie Transplantate und Verschiebelappen (siehe auch Abb. 19).

Die Begründung dieser auffälligen Unterschiede basiert nicht zuletzt auf der Tatsache, daß es sich bei Stiel- und Rollappen wiederum ausschließlich hier

- a) um Vollhauttransplantate handelt und
- b) um günstige Transplantationsvoraussetzungen.

Während der Übertragung werden Stiel- und Rollappen ständig vom eigenen Gefäßnetz versorgt, sodaß der eigene Stoffwechsel des Transplantates größtenteils aufrechterhalten bleibt. Es kommt daher nicht so leicht zur Bildung von Nekrosen und Ersatzgeweben, die die Dehnbarkeit des Transplantates erheblich verringern würden.

Obwohl andererseits Verschiebelappen gute Stoffwechselbedingungen während der Transplantation antreffen, darf als Ursache für ihre geringe Dehnbarkeit die von GEORG (1965) bezeichnete Überspannung der Haut angesehen werden. Vielleicht handelt es sich hier nicht um einen Dehnbarkeitsverlust, sondern um eine, durch die Transplantationstechnik bedingte, erhöhte Vorspannung der Haut, die eine weitere Dehnung erheblich einschränkt.

TRANSPLATATDICKE

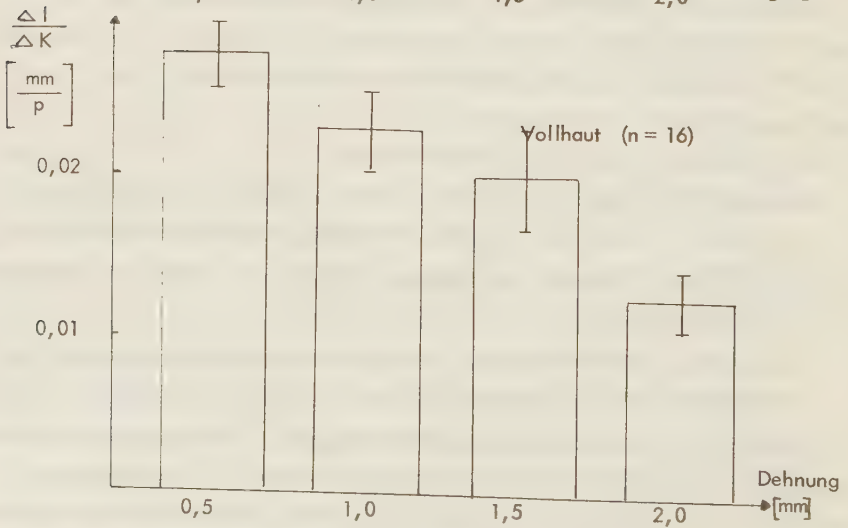
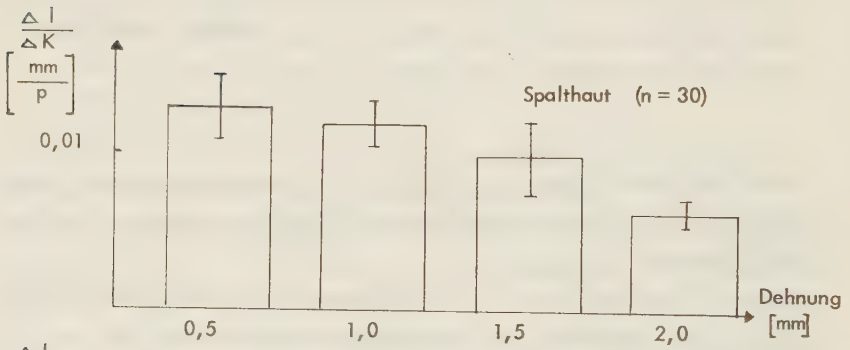
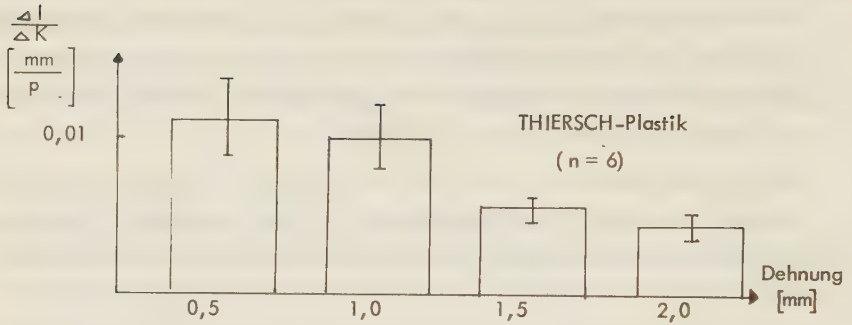


Abb. 18: Dehnbarkeitsmittelwerte einschließlich ihrer Standardabweichungen bei unterschiedlichen Transplantatdicken und Dehnungen.

TRANSPLANTATIONSTECHNIK

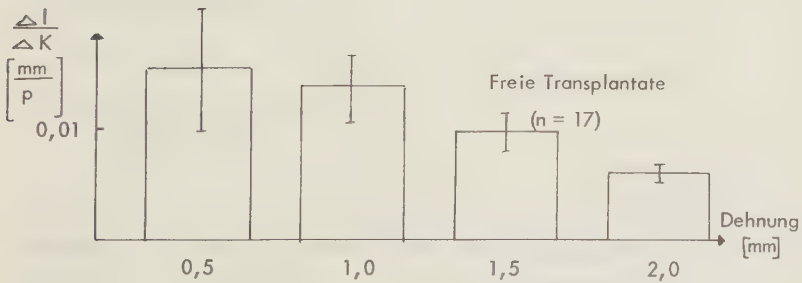
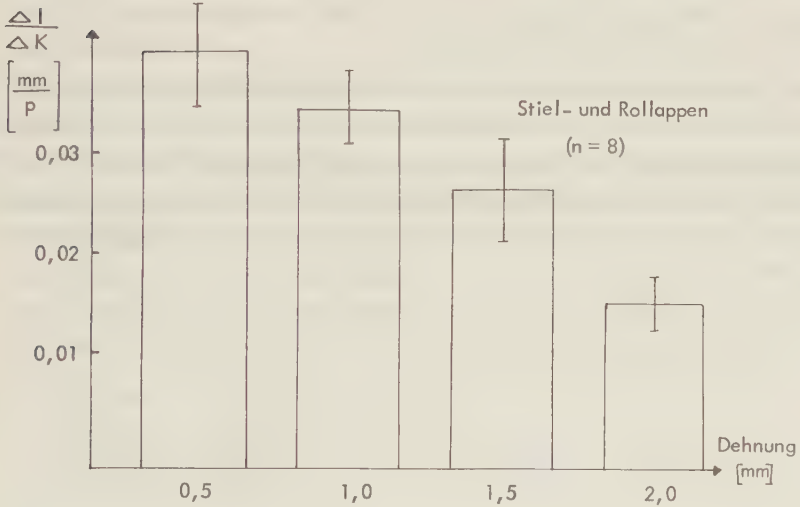
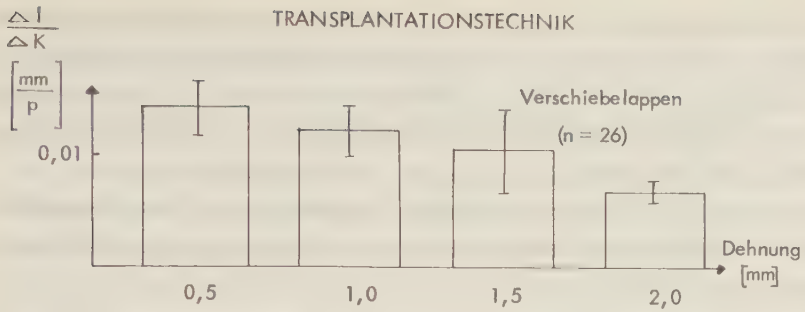


Abb. 19: Dehnbarkeitsmittelwerte einschließlich ihrer Standardabweichungen bei unterschiedlichen Transplantationstechniken in verschiedenen Dehnungsbereichen.

Es ist anzunehmen, daß die freien Transplantate ihre Dehnbarkeitsverluste durch die bereits erwähnten "schlechten" Stoffwechselbedingungen erhalten, die sie während der Verpflanzung antreffen. Die Adhäsion zwischen dem freien Transplantat und seinem endgültig rezeptorischen Transplantatlager vollzieht sich erst nach 5 - 10 Tagen durch die "Organisierung" der Fibrinschicht.

Bis zur Versorgung mit neu gebildeten Gefäßen - frühestens nach 24 Stunden - ernährt sich das freie Transplantat durch Lymphzirkulation, die bereits zwei Stunden nach der Transplantation einsetzt (BANDTLOW, 1954).

5. Transplantationsindikation

Bei der Untersuchung dieser Einflußgröße zeigte sich, daß unterschiedliche Indikationen wie Verbrennungen, Weichteilverletzungen und Hauttumoren als Pauschalfaktoren keine auffälligen Dehnbarkeitsunterschiede messen lassen. Um tatsächliche Unterschiede abzuklären, müßten Parameter, die z.T. besprochen wurden, eliminiert und getrennt berücksichtigt werden. Dadurch würde aber die hiesige Fallzahl derartig erniedrigt, daß die Aussagefähigkeit sehr beschränkt wäre.

STATISTISCHE METHODIK UND AUSWERTUNG DER MESSERGEBNISSE

XIII. METHODIK ZUR STATISTISCHEN AUSWERTUNG DER MESSERGEBNISSE

Die Daten und Meßwerte der Patienten, die in den Versuchsprotokollen (Abb. 6, S. 17) festgehalten sind, werden zunächst auf den laufenden Protokollzahlen (1 - 70) auf Lochkarten gelocht. Aus den Meßwerten der Dehnungs- und Kraftänderungen (Nr. 31 - 70) errechnen wir für Entnahmestelle und Transplantat die Anstiege $m_1 - m_4$ bzw. die Längendehnbarkeit $\frac{\Delta l}{\Delta K} 1-4$ aus jedem Meßwert (0,5; 1,0; 1,5; 2,0 mm Dehnung mit jeweils entsprechenden Kraftwerten).

Die erhaltenen 8 Anstiegswerte werden in einem zweiten Verfahren gelocht.

Zur Beurteilung der Dehnungskurven von Entnahmestelle und Transplantat werden die 8 Werte der Dehnbarkeiten in Zugehörigkeitsgruppen geordnet. Dazu legen wir die Einflußgrößen fest: Alter, Entnahmestellen, Transplantatlokalisationen (nach Hautquadranten und -regionen), Transplantatarten bzw. -dicken und Transplantationstechniken (Verschiebe-, Stiel- und Rollappen, freie Transplantationen).

Jetzt werden von allen Variablen (Anstiegen der Dehnungskurven) für die einzelnen Gruppen die Mittelwerte und Standardabweichungen nach folgenden Formeln berechnet:

$$(1) \text{ Mittelwert } \bar{x} = \frac{1}{n} \sum \bar{x}_i$$

mit n = Zahl der Fälle und

x_i = i -ter Meßwert

$$(2) \text{ Standardabweichung } s = \sqrt{s^2}$$

$$\text{mit } s^2 = \frac{1}{(n-1)} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2$$

$$(3) \text{ Standardabweichung des Mittelwertes}$$

$$s_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{1}{n} s^2}$$

Die Ergebnisse dieser Berechnungen wurden in den vorangegangenen Abbildungen dargestellt. Mit Hilfe der Varianzanalyse ("Streuungszerlegung") kann geprüft werden, ob sich die beobachteten Mittelwerte der Dehnbarkeiten überzufällig voneinander unterscheiden. Im varianzanalytischen Modell kann man gleichzeitig die Wirkung mehrerer Einflußgrößen ("Faktoren") auf das Zustandekommen der Meßergebnisse untersuchen, wobei die Faktoren jeweils mehrere Ausprägungen (mindestens zwei) besitzen. Es müssen zwei Typen von Einflußgrößen unterschieden werden: Bei "random" Faktoren können die erfaßten Ausprägungsstufen als Stichproben-

elemente aufgefaßt werden (z.B. Patienten).

"fix"-Faktoren haben in ihren Ausprägungen keinen Zufallscharakter (z.B. Entnahmestellen, Transplantatdicke, Transplantationstechnik). Auf methodische Einzelheiten kann hier nicht eingegangen werden; es wird auf die einführende statistische Literatur von BROWN-LEE (1961) verwiesen.

Bei der varianzanalytischen Auswertung wird zunächst aus allen Einzelmeßwerten ein Gesamtmittelwert, sowie die Streuung um diesen Mittelwert berechnet. Diese Streuung wird demnach in Komponenten zerlegt, die der Wirkung der einzelnen Faktoren und ihrer gegenseitigen Beeinflussung (Wechselwirkung, Interaktion) zugeordnet sind. Der Varianzteil der Meßwerte, der nicht den Einflußgrößen des varianzanalytischen Modells zugeordnet werden kann, wird als Reststreuung bezeichnet und kann als Versuchsfehler angesehen werden. Zum Nachweis der Wirkung eines Faktors oder einer Wechselwirkung wird die zugehörige Varianzkomponente (mittleres Abweichungsquadrat, MAQ) im allgemeinen durch die Reststreuungskomponente dividiert; dieser Quotient ist unter der Nullhypothese, d.h. der Annahme, daß die durch den Faktor bedingte Streuung größenordnungsmäßig nicht über den Versuchsfehler hinausgeht, F - verteilt, mit sich aus dem Modell ergebenden Freiheitsgraden.

Überschreitet der Quotient die nach Freiheitsgraden tabellierten 1 % bzw. 5 % Schranken der F - Verteilung, ist die Wirkung des Faktors statistisch signifikant bzw. auffällig. Die bei der Berechnung des korrekten F - Tests in Abhängigkeit vom verwendeten varianzanalytischen Modell zu beachtenden Regeln wurden von DUDECK (1971) zusammengestellt und werden bei der Auswertung berücksichtigt. Wenn mit Hilfe des F - Tests die Wirkung eines Faktors statistisch gesichert wurde, müssen, wenn der Faktor mehr als zwei Ausprägungen besaß, die hiermit zunächst nur pauschal nachgewiesenen Mittelwertsdifferenzen lokalisiert werden.

Nach der Methode von SCHEFFEE werden für die beobachteten Mittelwertsdifferenzen Konfidenzintervalle berechnet; schließt ein Konfidenzintervall mit vorgegebener Irrtumswahrscheinlichkeit den Wert 0 nicht ein, so ist der entsprechende Mittelwertsunterschied auf diesem Signifikanzniveau gesichert. Die Konfidenzintervalle werden nach folgender Formel berechnet:

$K = d \pm S$, wobei

d = die beobachtete Mittelwertsdifferenz und

$$S = \sqrt{(k-1) \cdot F_{\alpha, k-1, \nu} \cdot \text{MAQ} \cdot \left(\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} \right)}$$

- Hierbei ist: k = Zahl aller zu vergleichender Mittelwerte
- $F_{\alpha, k-1, \nu}$ = F-Wert mit Irrtumswahrscheinlichkeit α für $k-1$ und ν Freiheitsgraden (nach DOCUMENTA GEIGY, - Wiss. Tabellen, 6. Auflage, Basel 1960)
- MAQ = Nenner des dazugehörigen F - Tests
- ν = Freiheitsgrade von MAQ
- n = Zahl der Fälle, aus denen ein Mittelwert berechnet wurde.

Die Ergebnisse der Mittelwertsvergleiche für die Dehnbarkeiten können in einer Differenzmatrix dargestellt werden:

	Gr. 1	Gr. 2	Gr. 3	Gr. i
Gruppe 1 (Dehnbarkeitsmittel)	--			
Gruppe 2 (Dehnbarkeitsmittel)	d_{21}	--		
Gruppe 3 (Dehnbarkeitsmittel)	d_{31}	d_{32}	--	
Gruppe i (Dehnbarkeitsmittel)	d_{i-1}	d_{i-2}	d_{i-3}	--

Abb. 20: Darstellung einer Differenzmatrix.

Statistisch auffällige Differenzen ($P < 0,05$) sind mit + gekennzeichnet; statistisch signifikante Werte mit ++ ($p < 0,01$).

XIV. STATISTISCHE AUSWERTUNG DER MESSERGEBNISSE

1. Alter

Im Teil A wurde auf die direkte Beziehung zwischen zunehmendem Alter und Dehnbarkeitsverlust der Haut ausführlich eingegangen.

Wie im Kapitel XIII besprochen, lassen sich nach unseren Versuchen gewisse Tendenzen für diese Bestätigung nachweisen.

Um abzugrenzen, ob die beobachteten Zusammenhänge nicht im Zufallsbereich liegen, führten wir eine Korrelationsrechnung durch. Ein linearer Zusammenhang zwischen Alter und Hautdehnbarkeit ließ sich dabei jedoch nicht nachweisen.

2. Entnahmegruppen

Bei dieser Einflußgröße wird eine Varianzanalyse für folgende drei Gruppen durchgeführt:

- a) erste Gruppe: seitliche Brust- und Bauchregion
- b) zweite Gruppe: Ober- und Unterarminnenseite
- c) dritte Gruppe: Oberschenkel

Die Varianzanalyse zeigt signifikante Mittelwertsunterschiede ($p < 0,01$) im Dehnbarkeitsverhalten der Gruppen. Im SCHEFFEE-Test läßt sich ein Unterschied zwischen der Gruppe eins und drei sichern, während sich Unterschiede zwischen den Gruppen eins und zwei, sowie zwischen zwei und drei nicht näher lokalisieren lassen.

3. Transplantatart (Hautdicke)

Zur Beurteilung des Dehnbarkeitsverhaltens unterschiedlicher Transplantatdicken lassen sich drei Gruppen unterschiedlicher Hautdicke zusammenstellen:

- a) THIERSCH-Lappen
- b) Spalthautlappen
- c) Vollhautlappen

Mit Hilfe der Varianzanalyse wird festgestellt, daß auffällige Mittelwertsunterschiede ($p < 0,05$) im Dehnbarkeitsverhalten der drei Gruppen bestehen. Die Werte für THIERSCH- und Spalthautlappen waren etwa gleich groß, die der Vollhauttransplantate zeigten eine Tendenz zu höheren Dehnbarkeitswerten. Die Unterschiede lassen sich im SCHEFFEE-Test zwischen den Gruppen a) und c) sowie zwischen den Gruppen b) und c) sichern ($p < 0,05$), aber zwischen a) und b) nicht näher lokalisieren.

4. Transplantationstechniken

Hier sollen die drei verschiedenen Transplantationstechniken:

- a) Verschiebelappen
- b) Stiel- und Rollappen
- c) freie Transplantate

auf ihre Dehnbarkeitsunterschiede geprüft werden.

In der Varianzanalyse zeigen sich auffällige Gruppenunterschiede ($p < 0,05$). Dabei haben Stiel- und Rollappen eine Tendenz zu höheren Dehnbarkeitsmittelwerten als Verschiebelappen und freie Transplantate. Durch den SCHEFFEE-Test wird ein Unterschied zwischen den

Gruppen b) und a), sowie zwischen den Gruppen b) und c) gesichert ($p < 0,05$). Ein Unterschied zwischen der Gruppe a) und c) läßt sich nicht näher lokalisieren.

5. Weitere Einflußgrößen

Bei der Untersuchung der Frage, ob unterschiedliche Transplantationsindikationen (Verbrennungen, Weichteilverletzungen, Hauttumoren) die Hautdehnbarkeit der Transplantate beeinflussen können, zeigen sich keine nachweisbaren Unterschiede.

Ebenfalls lassen sich keine Unterschiede anderer, möglicher Einflußgrößen wie Adipositas, Geschlecht, primäre und sekundäre Heilung des Transplantates oder eine Abhängigkeit von Zeitdifferenzen zwischen Transplantation und Nachuntersuchung nachweisen. Es wird daher auf eine gesonderte Darstellung verzichtet.

XV. ZUSAMMENFASSUNG UND SCHLUSSFOLGERUNG

Für die mechanischen Eigenschaften der menschlichen Haut sind die Kollagenfasern des Koriums ausschlaggebend. Sie bilden im ungedehnten Zustand ein statisch ungeordnetes Netzwerk, das unter dem Einfluß der dehnenden Kraft parallel geordnet wird. Die einzelne Kollagenfaser ist sehr fest und gehorcht dem HOOKE'schen Gesetz. Bei der Suche nach einem geeigneten Meßgerät, das die Haut tangential zu ihrer Oberfläche dehnt und dabei sowohl die Dehnung als auch die Kraft, die der Längendehnung entgegenwirkt, messen kann, wird ein eigenes Gerät entwickelt und hergestellt.

Messungen mit diesem Gerät an nicht verpflanzter und transplantierte Haut ergaben, daß bei steigender Dehnung die der Dehnung entgegenwirkenden Kraft proportional ist. Die Abhängigkeit von Kraft und Dehnung wird in charakteristischen Kurven dargestellt, aus denen folgt, daß die Haut dem HOOKE'schen Gesetz nicht gehorcht. Als kennzeichnende Meßgröße bietet sich die Dehnbarkeit an, die Rückschlüsse auf die Eignung für die freien und gestielten autologen Verpflanzungen zuläßt.

Anschließend wird die Abhängigkeit der Hautdehnbarkeit von verschiedenen Einflußgrößen untersucht: Alter, Hautentnahmestellen, Transplantatdicken, Transplantationstechniken, Transplantationsindikationen.

Dabei zeigt sich in den Versuchen die Tendenz, daß die Hautdehnbarkeit mit zunehmendem Alter abfällt. Bei der statistischen Auswertung läßt sich aber kein linearer Zusammenhang zwischen Hautalter und Hautdehnbarkeit nachweisen.

Bei der Untersuchung der Frage, ob sich bestimmte Hautregionen auf die Dehnbarkeit der Haut günstiger auswirken als andere und sich damit besser zur Transplantation eignen, scheint die Tendenz zu bestehen, daß sich die Haut der lateralen Brust- und Bauchregion dehnbarer verhält als die Haut von Ober- und Unterarminnenseite. Die geringsten Dehnbarkeitsmittelwerte finden sich an der Oberschenkelhaut. Statistisch signifikant ist ein Unterschied der Dehnbarkeitsmittelwerte zwischen der lateralen Brust- und Bauchregion einerseits und der Oberschenkelhaut andererseits. Bemerkenswert ist, daß die Oberschenkelhaut, die in unseren Versuchen die niedrigsten Dehnbarkeitsmittelwerte zeigte, leider am häufigsten zum autologen Hautersatz gewählt wurde.

Durch vergleichende graphische Darstellungen verschiedener Transplantatdicken zeigen sich größere Dehnbarkeitsmittelwerte autologer Transplantate bei Vollhauttransplantationen, wobei mit Abnahme der Transplantatdicke die Dehnbarkeit der Transplantate ebenfalls abzunehmen scheint. Statistisch auffällige Mittelwertsunterschiede lassen sich zwischen Vollhaut- und THIERSCH-Plastiken, sowie zwischen Vollhaut- und Spalthauttransplantaten sichern. Ein auffälliger Mittelwertsunterschied der Dehnbarkeiten läßt sich zwischen Spalthaut- und THIERSCH-Lappen nicht näher lokalisieren.

Eine hohe Dehnbarkeit zeigen Transplantationstechniken, die Vollhaut erfordern und bei denen ein ständiger Kontakt zum Gefäßsystem der Umgebung erhalten bleibt, wie es bei ein- und zweibasigen Stiellappen und Rollappen der Fall ist. Die unter vermehrter Spannung stehenden Verschiebelappen und die von der Gefäßversorgung zunächst abgeschnittenen freien Transplantate haben niedrige Dehnbarkeitsmittelwerte. Dabei zeigt sich ein statistisch auffälliger Unterschied sowohl zwischen Stiel- und Rollappen (Gruppe b) und freien Transplantaten (Gruppe c), als auch zwischen der Gruppe b und den Verschiebelappen (Gruppe a), die gesichert werden können. Unterschiede im Dehnbarkeitsverhalten zwischen Verschiebelplastiken und freien Transplantaten können nicht näher lokalisiert werden.

Zusammengefaßt glauben wir sagen zu dürfen, daß das mechanische Verhalten der Haut nach autologen Hauttransplantationen deutliche Aussagen über ihr biologisches Schicksal macht. Es werden Tendenzen zu günstigen und weniger guten Voraussetzungen für die Wahl bestimmter autologer Hauttransplantate und deren Entnahmestellen gefunden. Dabei deckt sich die mechanische Hautqualität im wesentlichen mit dem biologischen Verhalten der Haut. Die Anwendung der Hautdehnbarkeitsmessung stellt daher eine Bereicherung in der Beurteilung von Hauttransplantaten dar. Da das Transplantat kein homogener Körper ist,

wird es multiplen Einflüssen unterworfen, die eine mechanophysiologische Aussage schwierig machen. Das Ziel dieser Arbeit ist, Tendenzen im mechanischen Verhalten der Haut nach autologen Transplantationen zu objektivieren und damit einen neuen methodischen Weg für die klinische Anwendung aufzuzeigen.

13. BROPHY, D. and W.C. LOPITZ jr. Injury and reinjury to the human epidermis. II. Epidermal basal cell response. J. Invest. Derm. Bd. 32, S. 495 (1959)
14. BROWNELEE, K.A. Statistical theory and methodology. Wiley: New York, London 1961
15. BUCHAN, A.C. Experimental studies on the storage of skin: the viability of human skin above freezing point. Brit. Plast. Surg. Bd. 11, S. 206 (1958)
16. BUFF, H.U. Hautplastiken. Stuttgart: Thieme (1952)
17. BUSCH, K. Über klinische Erfahrungen in lokaler Behandlung der ausgedehnten und lebensbedrohlichen Verbrennungen 2. und 3. Grades. Mschr. Unfallheilk. Bd. 61, S. 275 (1958)
18. CHARDACK, W.M. The use of synthetic substitutes for skin in the treatment of burns. Military Med. Bd. 127, S. 335 (1962)
19. M.M. Martin, T.C. JEWETT and B.E. BOYER Synthetic substitutes for skin. Clinical experience with their use in treatment of burns. Plast. Reconstr. Surg. Bd. 30, S. 554 (1962)
20. CHARLES, A. Human elastic fibres. Electron microscopic appearances of the elastic fibres of human skin in section. Brit. J. Derm. Bd. 73, S. 57 (1961)
21. CLARK, A.G. and J.H. HANSON Mortality rates in patients with burns. A report of experience at San Francisco and County Hospital, 1943-1956. Calif. Med. Bd. 89, S. 210 (1958)
22. DICK, J.C. The tension and resistance to stretching of human skin and other membranes, with results from a series of normal and oedematous cases. J. Physiol. (London) Bd. 112, S. 102 (1951)
23. DUDECK, J. Vereinfachte Regel zur Bestimmung des F-Tests bei partiell hierarchischen Modellen der Varianzanalyse. Metrika Bd. 17, S. 232-242 (1971)
24. EHRLING, F. Die Regenerationszeit der menschlichen Epidermis. Hautarzt. Bd. 13, S. 499 (1962)

25. EITNER, H. Fortlaufende Bestimmung der Hautdurchblutung mit Halbleiterwiderständen.
Z.ges.inn.Med. Bd. 13, S. 492 (1958)
26. ENDERLEIN, E. Histologische Untersuchungen über die Einheilung von Pfropfungen nach THIERSCH und KRAUSE.
Dtsch.Z.Chir., Bd. 45, S. 1954 (1935)
27. EPSTEIN, W.L. and H.I. MAIBACH Cell renewal in human epidermis.
Arch.Derm. (Chicago) Bd. 92, S. 462 (1965)
28. EDSHAGE, S. und E. MOBERG Aesthet.Med. (Berl.) Bd. 10, S. 329 (1961)
29. EVANS, R., E.V. COWDRY and P.E. NIELSON Aging of human skin.
Anat. rec. Bd. 86, S. 545 (1943)
30. FAZEKAS, J. und Mitarb. Über die Reißfestigkeit der Haut verschiedener Körperregionen.
Dtsch.Zschr.f.ger.Med. Bd. 64, S. 62-92 (1968)
31. FEYERTER, F. und G. NIEBAUER Über elastische Fasern und Elastone.
Med.Welt, N.F. Bd. 17, S. 2092 und Bilder 2123 und 2124 (1966)
32. - Über Unna's Kollastin.
Z.Haut- und Geschl.-Krht. Bd. 40, S. 218 (1966)
- Zur Frage der degenerativen senilen Atrophie der Haut.
Derm.Wschr. Bd. 152, S. 1176 (1966)
33. FREEMAN, R.G., E.G. COCKEREL, J. ARMSTRONG and J.M. KNOX Sunlight as a factor influencing the thickness of epidermis.
J.Invest.Derm. Bd. 39, S. 295 (1962)
and J.M. KNOX: Treatment of skin cancer.
Berlin, Heidelberg, New York: Springer (1967)
34. GEORG, H. Untersuchungen über die Bedeutung der Flächenspannung bei der freien autoplastischen Vollhaut-Transplantation.
Langenbecks Arch.Klin.Chir. Bd. 311, S. 356 (1965)
35. GIBSON, H. and R.M. KENEDI Biomechanical properties of skin (Symposium).
Surg.Clin.N.Amer. Bd. 47, S. 279 (1967)
36. GÖPFERT, H. Die physikalischen Eigenschaften der Haut, in: H.A. GOTTRON und W. SCHÖNFELD (Hrsg.) Dermatologie und Venerologie, Bd. I, S. 130 Stuttgart Thieme (1961)

49. JANSEN, L.H. and P.B. ROTTIER
Elasticity of human skin related to age.
Dermatologica (Basel) Bd. 115, S. 106 (1957)
50. JARRETT, A.
Structure du collagène et du tissu plastique de la peau non fixée. Communication préliminaire faite aux Journées dermatologiques franco-britanniques de Nantes, mai 1959.
Bull.Soc.franc.Derm.Syph. Bd. 65, S. 376, (1958)
51. JOCHIMS, J.
Grundzüge der einfachen klinischen Prüfung der Hautdehnung.
Arch. Kinderheilk. Bd. 133, S. 97 (1947)
52. KALANTAIEVSKAYA, K.A. and I.G. GURINA
Certain morphological and functional peculiarities of the skin in aged persons.
Vestn.Derm.Vener. (Mosk.) Bd. 35, S. 8 (1961)
53. KANTNER, M.
Entwicklungsmorphologie der Haut im Kindesalter.
In: Handbuch der Kinderheilkunde.
Hrsg. von HOPITZ und F. SCHMID.
Bd. 2, Berlin, Heidelberg, New York, Springer (1968)
S. 541
54. KELLER, Ph.
Mechanische Eigenschaften der Haut. In:
A. MARCHIONINI und H.W. SPIER (Hrsg.), Handbuch der Haut- und Geschlechtskrankheiten, Bd. 1/3, S. 1, Berlin, Göttingen, Heidelberg: Springer (1963)
55. KIESSLING, W.
Hautkrankheiten der Neugeborenen- und Säuglingsperiode. In: OPITZ, H. und F. SCHMID (Hrsg.), Handbuch der Kinderheilkunde, Bd. 9, S. 592, Berlin, Heidelberg, New York: Springer (1968)
56. KIMMIG, J.
Haut, Indikator des Alters.
Mkurse ärztl.Fortbild. Bd. 15, S. 56 (1965)
57. KLEIN, S.A.
The aging skin.
Geriatrics Bd. 14, S. 716 (1959)
58. KNOX, J.M.
The aging skin.
J.Amer.Med.Vom.Ass. Bd. 21, S. 659 (1966)
59. KOBAYASI, T.
Development of fibrillar structures in human fetal skin. An electron microscope study.
Acta morph. neerl.-scand. Bd. 6, S. 257 (1966)
Electron microscopy of the elastic fibers and the dermal membrane in normal human skin.
Acta derm.-vener. (Stockh.) Bd. 48, S. 303 (1968)
60. KÖPP, F.H.
Plastische Deckung großflächiger Hautdefekte.
Med.Mschr. Bd. 16, S. 246 (1962)

61. KORTING, G.W. Der Dermatologische Fall.
Schattauer Verlag, Stuttgart, New York (1970)
62. KORTING, G.W. und E. GOTTRON Cutis laxa.
Arch.Derm.syph. (Berlin) 193, 14 (1951)
63. KOTSIANOS, G. Die Behandlung großer Hautdefekte, begleitet von anderen Gewebsdefekten, durch freie Hauttransplantation.
Klin.Med. (Wien) Bd. 21, S. 380 (1966)
64. KRAUSE, F. Über die Transplantation großer ungestielter Hautlappen.
Langenbecks Arch.Klin.Chir. Bd. 46, S. 177 (1893)
65. KRAUSE, D. und J. SCHRUDDE Die Verschiebe-Schwenk-Plastik und Möglichkeiten ihrer Anwendung.
Zbl.Chir. Bd. 89, S. 497 (1964)
66. LANGER, K. Zitat bei F. PINKUS in JADASSOHN (Hrsg.)
Hautbuch der Haut- und Geschlechtskrankheiten.
Bd. I/1, S. 65, Berlin: Springer (1927)
67. LEDOUX-CORBUSIER, M. Le tissu élastique cutané.
Arch.belges Derm. Bd. 18, S. 81 (1962)
68. LEVER, W.F. Histopathologie der Haut.
Stuttgart: Fischer (1958)
69. MARCHAND, F. Der Prozess der Wundheilung.
Dtsch.Z.Chir., Bd. 16, S. 400 (1901)
70. MARTINI, M.T. Contributi allo studio patogenico delle alterazioni dei connettivi cutanei.
Anthol.med.Santoriana (Pisa) Bd. 56, S. 14 (1960)
71. MIDANA, A. and Coworkers Meteorological factors of bioclimate and cutaneous physiopathology.
Ital.gen.Rev.Derm. Bd. 1, Nr. 4, S. 6 (1960)
72. MORETTI, G. e. W. MONTAGNA Le unità vascolari. Istologia e citochimica della cute umana.
XVIII. G.ital.Derm. Bd. 100, S. 243 (1959)
73. MURRAY, J.E. Plastic surgery, an integral part of general surgery.
Amer.J.Surg. Bd. 110, S. 61 (1965)
74. NAGEL, O. Über die Erfolge der Hauttransplantationen nach THIERSCH.
Bruns Beitr.klin.Chir. Bd. 4, S. 321 (1889)

75. NEIS, G. Transplantationen von Spalllappen nach ausgedehnter, vorwiegend drittgradiger Verbrennung. Derm.Wschr. Bd. 140, S. 1252 (1959)
76. PARIN, B.V. Skin plastic in cicatricial contractures after burns. Ortop.Travm.Protez. Nr. 11, S. 3 (1962)
77. PFISTER, R. und P. SCHULZ Ergebnisse und Beobachtungen bei der Messung des elektrischen Hautwiderstandes unter Verwendung von Gleich- und Wechselstrom. Derm.Wschr. Bd. 152, S. 692 (1966)
78. PIETRZYKOWSKA, A. Morphologic changes in senile skin. Przegl.Derm. Bd. 52, S. 359 (1965) and KONECKI, J.: The nucleic acid content in human epidermis in relation to age. Dermatologica (Basel) Bd. 135, S. 472 (1967)
79. PIHL, B. and A. WEIBER Studies of the vasculariation of free full-thickness skin grafts with radioisotope techniques. Acta chir.scand. Bd. 125, S. 19 (1963)
80. PINKUS, H. Die mikroskopische Anatomie der Haut. In: Handbuch der Haut- und Geschlechtskrankheiten von J. JADASSOHN. Erg. Bd. 1/2, Berlin, Göttingen, Heidelberg, New York: Springer (1964) S. 1
81. PIRTKIEN, R. Über die 24 Stunden-Rhythmik des Menschen und das vegetative Nervensystem. Intern.Z.angew.Physiol.einschl.Arbeitsphysiol. Bd. 16, S. 198-211 (1956)
82. RANDALL, P. Problems in skin grafting. Surg.Clin.N.Amer. Bd. 40, S. 1629 (1960)
83. REHN, E. Das kutane und subkutane Bindegewebe als plastisches Material. Münch.Med.Wschr. Bd. 61, S. 118 (1914) Die freien Transplantationen. In: E. LEXER, Neue deutsche Chirurgie, Bd. 26b, Stuttgart, Ferdinand Enke (1924) Über die funktionelle Anpassung des Bindegewebes im chirurgischen Geschehen. Anat.Erg.-H.Bd. 72, S. 133 (1931) Wiederherstellungschirurgie einschließlich der Verwertung freier Transplantationen, Überblick und heutiger Stand. Langenbecks Arch.klin,Chir. Bd. 186, S. 244 (1936)

- und M. MIYANCHI:
Das kutane und subkutane Bindegewebe in veränderter Funktion.
Langenbecks Arch.klin.Chir. Bd. 104, S. 1 (1914)
84. REVERDIN, J.L. De la graffe épidermique.
Bull.Soc.Chir. (Paris) (1869)
85. RITZENFELD, P. Über die Dermis-Epidermis-Verbindung.
Arch.klin.exp.Derm. Bd. 215, S. 362 (1962)
86. ROBERTSON, E.G. et al. Two devices for quantifying the rate of deformation of skin an subcutaneous tissue.
The Reproduction and Growth Rescardi unit, Princess Mary Maternity Hospital, Newcastle upon Tyne, S. 594-602 (1968)
87. ROLLHÄUSER, H. Die Zugfestigkeit der menschlichen Haut.
Gegenbaurs morph. Jb. Bd. 90, S. 249 (1951)
88. ROTHMAN, St. Mechanical properties. In:
Physiology and Biochemistry of the skin.
Chicago (1954)
89. SCHMIDT-LABAUME, H. Über Dermelastometrie 2. Mitteilung.
Derm.Wschr. 85, 12/7 (1927)
90. SERRI, F. et D. CERIMELE Le comportement des fibres élastiques dans la réparation des plaies cutanées provoquées sur le peau sénile exposée à la lumière.
Ann.Derm.Syph. Bd. 94, S. 491 (1967)
91. SIEGENTHALER, W. Klinische Physiologie und Pathologie des Wasser- und Salzhaushaltes mit besonderer Berücksichtigung der Beziehungen Aldosteron, Oedeme, Diuretika.
Herg. von R. HEGGLIN, F. LEUTHARDT, R.SCHÖN R. SCHOEN, H. SCHWIEGK, H.U. ZOLLINGER, Bd. 9, Berlin, Göttingen, Heidelberg, Springer (1961)
92. SKOOG, T. Experimental and clinical investigation of the effect of low temperature on viability of excised skin.
Plast.reconstr.Surg. Bd. 14, S. 403 (1954)
93. SMITH, Jr., J.G. Increases of elastic tissue in the dermis: the dermo-blastoses.
Bull. N.Y. Acad.Med. Bd. 173, S, 173 (1967)
94. SNEEP, A.J., J.F. FOLKERTS and H.A. MEYLING The rehabilitation of patients with deep burns connected with the recovery of function and sensation of grafted skin areas.

- A clinical, histological and experimental study.
Verh. kon ned akad.Wet.Afd.Naturk.Reeks Bd. 52,
Nr. 3, S. 3 (1959)
95. STEIGLEDER, G.K. Verhalten von Gefäßen und Bindegewebe in der Haut
des menschlichen Unterschenkels in verschiedenen
Altersperioden.
Zbl.Phlebol. Bd. 3, S. 231 (1964)
96. STOIAN, M. Ultrastruktur der normalen menschlichen Haut.
I. Kutis-Epidermis-Verknüpfung.
Derm.Vener. (Bucuresti) Bd. 10, S. 39 (1965)
97. STRELI, R. Der gewendete Dermislappen bei freien Hauttrans-
plantationen.
Langenbecks Arch.Klin.Chir. Bd. 295, S. 470 (1960)
98. STRUCK, H. und seine Eine Apparatur zur Bestimmung der Wundfestigkeit
Mitarbeiter in vivo.
Zeitschr.für die gesamte experimentelle Medizin.
Bd. 142, S. 87-94 (1967)
99. STÜTTGEN, G. Physiologie und Pathophysiologie der Haut. In:
BODE, HG. und G.W. KORTING: Haut- und Ge-
schlechtskrankheiten, 2 Bde., Gustav Fischer, Stutt-
gart (1970).
Die normale und pathologische Physiologie der Haut,
mit Beiträgen von H. IPPEN, G. MORETTI, H. BRÜ-
STER, G. GOERZ und B. KINKELIN.
Stuttgart: Gustav Fischer, XII, S. 18 (1965)
Heutiger Stand der Behandlung schwerer Verbrennun-
gen.
Hefte Unfallheilk. H. 56, S. 28 (1958)
100. SUBRT, I. Histological investigation of so-called senile changes
in the elastic tissue of skin.
Csl.derm. Bd. 37, S. 35 (1962)
101. SUNDELL, B. Studies on the circulation of pedicle skin flaps.
Experimental observations.
Ann.Chir.Gynaec.Fenn. Bd. 53, S. 1 (1964)
102. SWENSON, S.A. Cutis grafts.
Arch.Surg. Bd. 47, S. 564 (1943)
103. TAYLOR, A., Preservation of skin grafts by refrigeration für recon-
R. GERSTNER and structive surgery.
J. CONVERSE Plast.reconstr.Surg. Bd. 18, S. 275 (1956)

104. TEICH-ALASIA, S.,
R. GARELLI et
G. AMBROGGIO Etude du retour de la sensibilité dans les lambeaux
transplantés.
Ann.Chir.plast. Bd. 10, Nr. 1, S. 35 (1965)
105. TENNSTEDT, A. Vergleichende histologische Untersuchungen an nor-
maler Diabetiker-Haut.
Verh.dtsch.Ges.Path. S. 167, (1959)
106. THIERSCH, C. Über die feineren anatomischen Veränderungen bei
Aufheilung auf Granulationen.
Langenbecks Arch.klin.Chir. Bd. 120, S. 415 (1922)
107. TRIEFEL, H. Einführung in die physikalische Anatomie.
Wiesbaden: I.F. Bergmann (1902)
108. TRONNIER, H. Über die Konsistenz der normalen und ödematösen
Haut.
Arch.klin.exp. Derm. Bd. 228, S. 372 (1967)
109. VERZAR, F. Nachweis der Zunahme der Bindung von Hydroxypro-
lin im Collagen der Haut mit dem Alter.
Gerontologia (Basel) Bd. 4, S. 104 (1960)
110. VREBOS, J. Behandlung tiefer Hautdefekte der unteren Extre-
mitäten.
Acta chir.Belg. Bd. 66, S. 607 (1967)
111. WAGNER, G. Haut und Alter.
Std.Gen. (Berl.) Bd. 17, S. 571 (1964)
112. WENZEL, H.G. Untersuchungen einiger mechanischer Eigenschaften
der Haut, insbesondere der Striae cutis distensis.
Virchows Archiv. Bd. 317, S. 654 (1950)
113. WITTELS, W. Hauttransplantationen bei Verbrennungen und ihre
verschiedenen Indikationen.
Klin.Med. (Wien) Bd. 12, S. 476 (1957)
Die Hauthomoiotransplantation in der Therapie lebens-
bedrohender Verbrennungen.
Wien klin.Wschr. S. 853 (1957)
114. WOELICH, E.R. DU
MESNIL DE ROCHEMONT,
U.H. GERSCHLER Untersuchungen über die elastischen Eigenschaften
tierischer Gewebe.
Z.Biol. Bd. 85, S. 325 (1927)
115. YOUNG, J.M. and
G.W. HYATT Stored skin homografts in extensively burned patients.
A.M.A. Arch.Surg. Bd. 80, S. 208 (1960)
116. ZEIS, E. Die Literatur und Geschichte der plastischen Chirurgie.
(Dresden 1862). Bologna: Arnaldo Forni (1963)

117. ZWICKER, M.

Hautplastische Versorgung von sekundären Verletzungsfolgen.

Bruns' Beitr.klin.Chir. Bd. 198, S. 36 (1956)

Über autoplastische Hauttransplantationen im Tierversuch.

Bruns' Beitr.klin.Chir. Bd. 198, S. 438 (1959)

XVII. ANHANG

Tabellen und Übersichten

HAUTENTNAHMESTELLEN

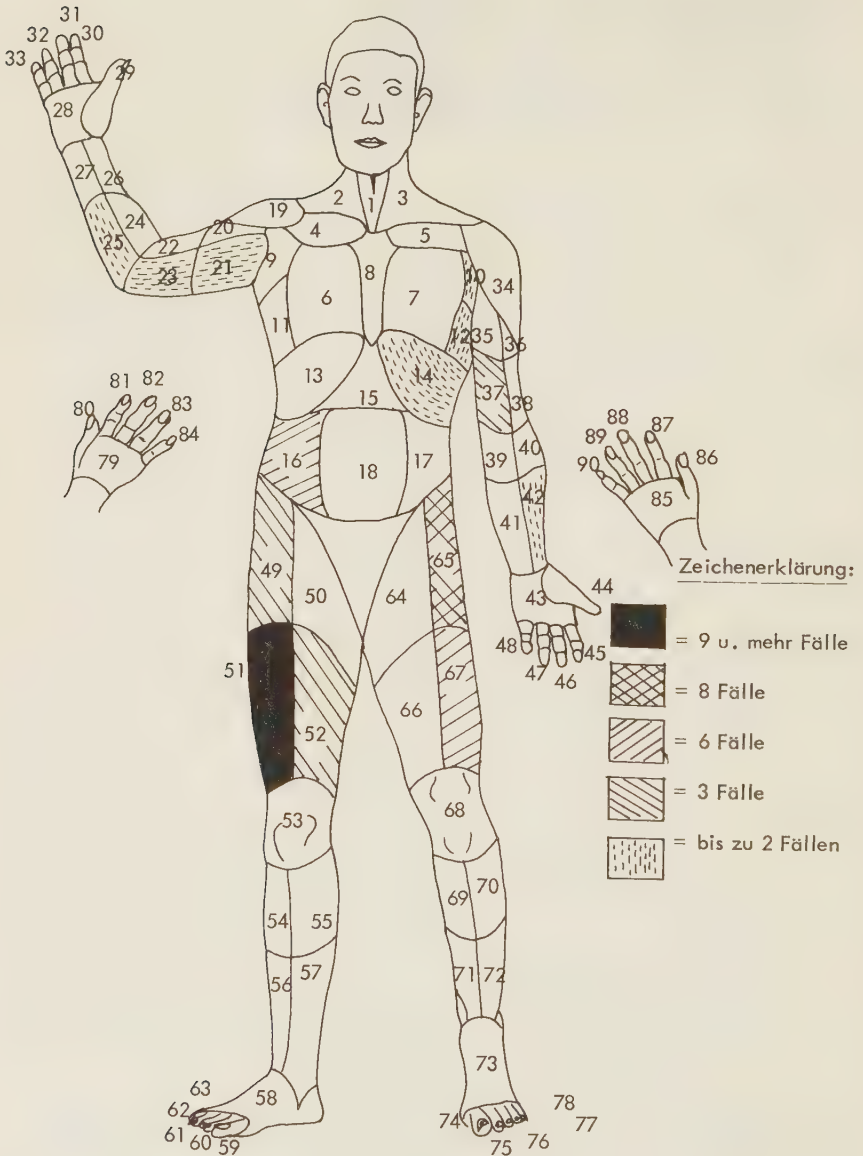


Abb. 21: Hautentnahmestellen nach Anzahl der Fälle.
Die Hautquadranten sind nach Zahlen 1 bis 90 geordnet.

TRANSPLANTATLOKALISATIONEN

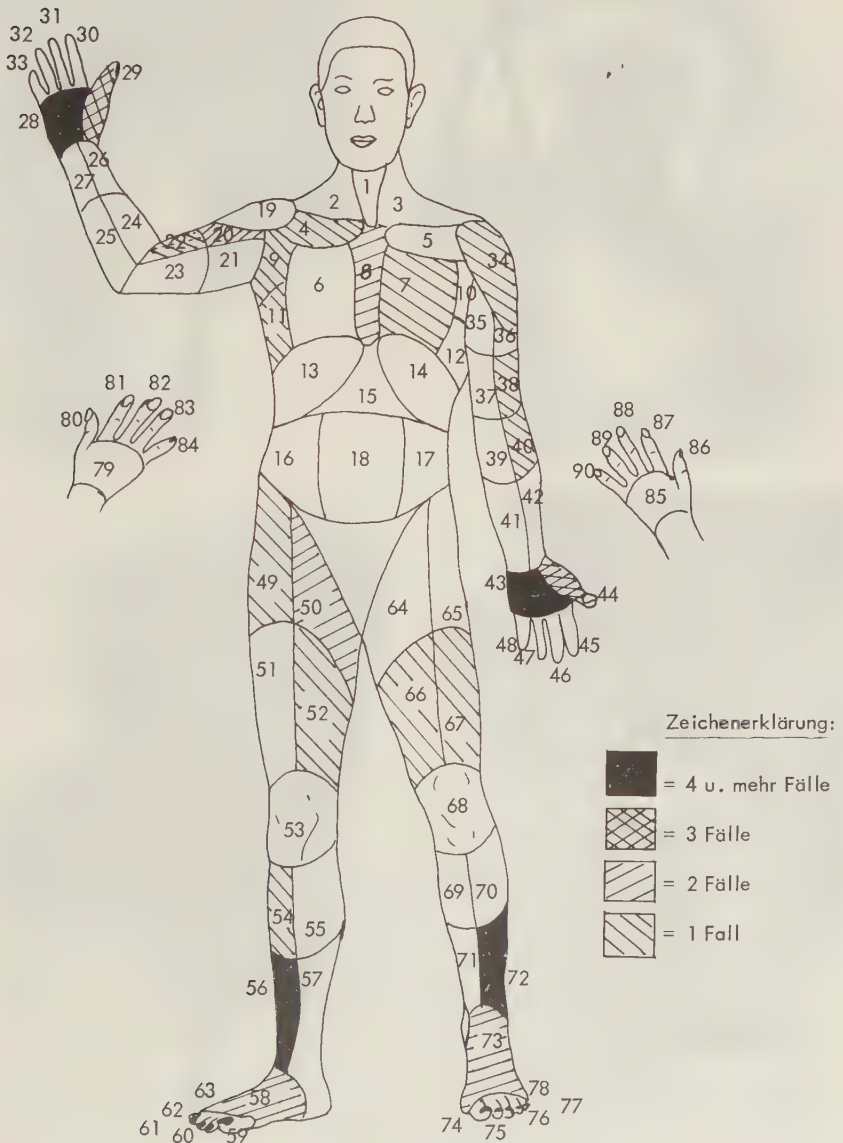


Abb. 22: Darstellung der Transplantatlokalisationen (Nr. 1-90) nach Anzahl der Fälle.

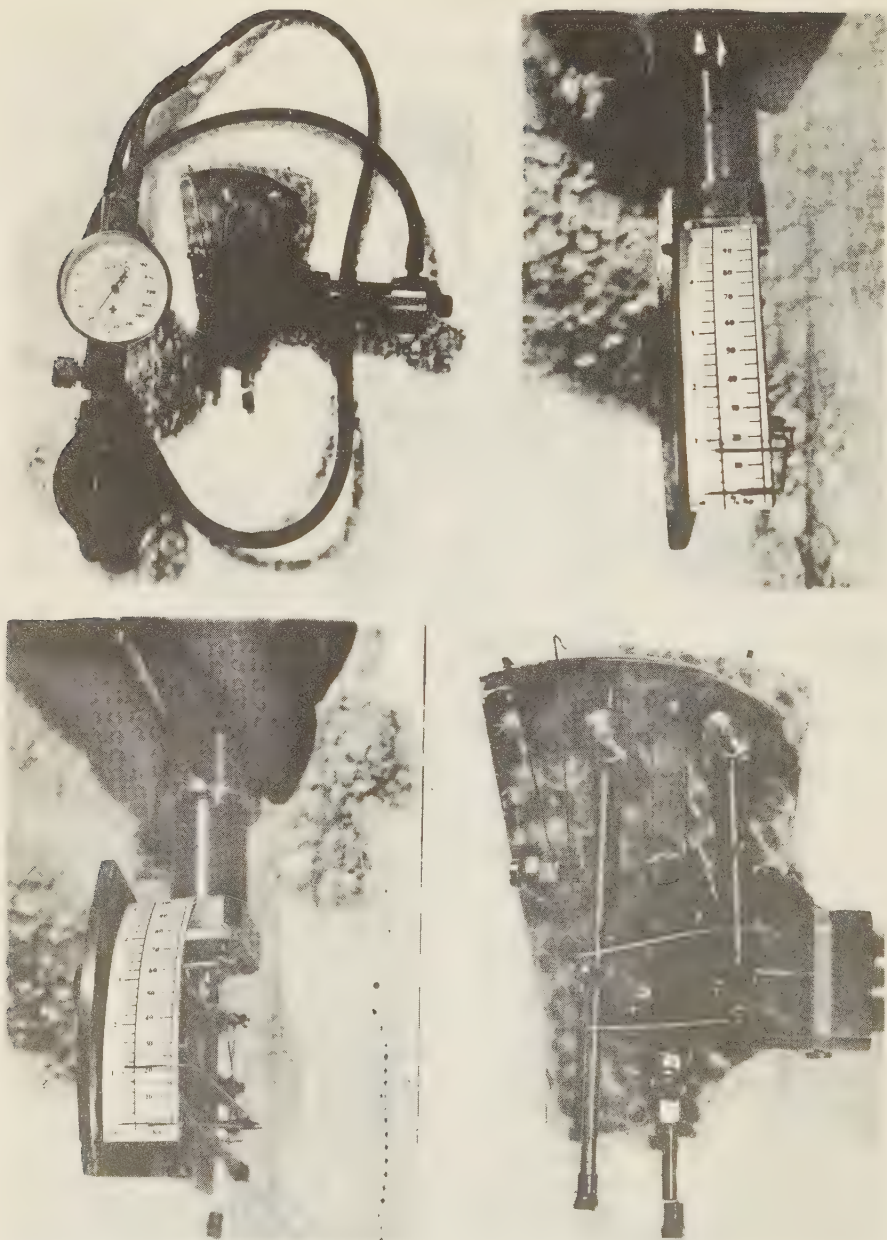


Abb. 23-26: Vier Photographien des Hautdehnbarkeitsmessers.
Bild rechts unten im Maßstab etwa 1 : 1,3.

KRAFTKENNLINIE DES HAUTDEHNBARKEITSMESSERS

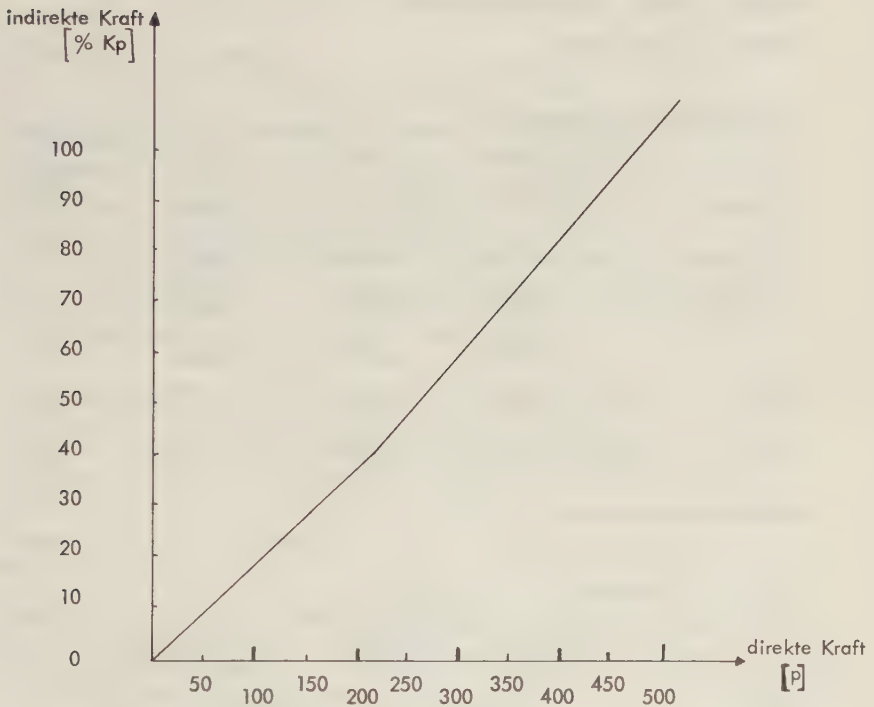


Abb. 27: Die Kraftkennlinie des Hautdehnbarkeitsmessers.

Sie veranschaulicht die Zusammenhänge zwischen den Kräfteinheiten, gemessen in %Kp der Kraftskala am Dehnbarkeitsmesser und den absoluten, physikalischen Kräfteinheiten, gemessen in Pont. Die Krümmung der Kurve ist eine konstruktionsbedingte Abweichung, die ihre Ursache in der Hebelübersetzung des Kraftzeigers hat und darf nicht als Materialfehler der elastischen Feder angesehen werden.

ENTNAHMEGRUPPEN

Gruppe 1 = seitliche Brust- und Bauchregion

Gruppe 2 = Ober- und Unterarminnenseite

Gruppe 3 = Oberschenkel

F (1) Tabelle der Varianzanalyse

	FG	SAQ	MAQ	F-Test	Statist. Aussage
1 Gruppe	2	0,02320	0,01160	14,39024	++
2 (1) Personen	48	0,03932	0,00082	2,82759	++
3 Dehnbarkeit	3	0,00735	0,00245	8,44827	++
13	6	0,00256	0,00042	1,44827	++
Rest	144	0,04143	0,00029		
Total	203	0,11386	0,00056		

statistisch signifikant = ++

(2) Differenzenmatrix

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
Gruppe 1 n = 12 M = 0,0416	_____		
Gruppe 2 n = 8 M = 0,02425	0,01721 d (12)	_____	
Gruppe 3 N = 31 M = 0,0159	0,02587 ^x d (13)	0,000866 d (23)	_____

M = Dehnbarkeitsmittelwert der Gruppe

x = Unterschied im SCHEFFEE-Test gesichert (p 0,01)

Abb. 28: F-Test und Differenzenmatrix für die Dehnbarkeitsmittelwerte der Entnahme-
gruppen.

TRANSPLANTATART

Gruppe 1 = THIERSCH-Plastik (n = 6)

Gruppe 2 = Spalthauttransplantat (n = 30)

Gruppe 3 = Vollhauttransplantat (n = 16)

(1) Tabelle der Varianzanalyse

	FG	SAQ	MAQ	F-Test	statist. Aussage
1 Gruppe	2	0,00425	0,00212	4,7111	+
2 (1) Personen	49	0,02239	0,00045	5,5125	++
3 Dehnbarkeit	3	0,00210	0,00070	8,7500	
Rest	147	0,01168	0,00080		
Total	207				

statistisch signifikant = ++ statistisch auffällig = +

(2) Differenzenmatrix

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
Gruppe 1 M = 0,00808	-----		
Gruppe 2 M = 0,01100	0,00292 d ₁₂	-----	
Gruppe 3 M = 0,02012	0,01204 ^x d ₁₃	0,00912 ^x d ₂₃	-----

M = Dehnbarkeitsmittelwert der Gruppe

x = Unterschied nach SCHEFFEE-Test gesichert ($p \leq 0,05$)

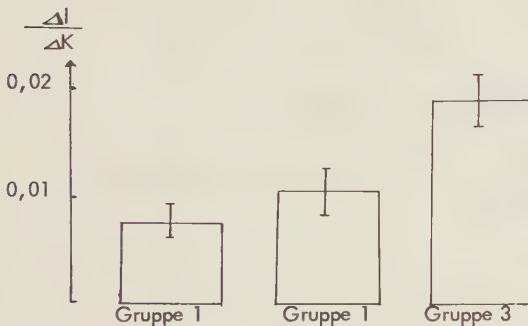


Abb. 29: F-Test, Differenzenmatrix und graphische Darstellung der Dehnbarkeitsmittelwerte aus drei Transplantatgruppen.

TRANSPLANTATIONSTECHNIK

Gruppe 1 = Verschiebelappen
 Gruppe 2 = Stiel- und Rollappen
 Gruppe 3 = Freie Transplantate

(1) Tabelle der Varianzanalyse

	FG	SAQ	MAQ	F-Test	statist. Aussage
1 Gruppe	3	0,00636	0,00212	5,47619	++
2 (1) Personen	47	0,01989	0,00042	42,0000	++
3 Dehnbarkeit	3	0,00213	0,00071	71,0000	++
1 3	9	0,00074	0,00008	8,0000	++
Rest	141	0,01169	0,00001		
Total	203	0,04081	0,00020		

statistische signifikant = ++

(2) Differenzenmatrix

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
Gruppe 1 n = 26 M = 0,01104	-----		
Gruppe 2 n = 8 M = 0,02657	0,01553 ^x d ₁₂	-----	
Gruppe 3 n = 17 M = 0,01159	0,00055 d ₁₃	0,01498 ^x d ₂₃	-----

M = Dehnbarkeitsmittelwert der Gruppe

x = Unterschied im SCHEFFEE-Test gesichert ($p < 0,05$)

Abb. 30: F-Test und Differenzenmatrix für die Dehnbarkeitsmittelwerte der Transplantationstechniken.

DANKSAGUNG

Herrn Professor Dr.med. F.K. KEMPF danke ich für die freundliche Überlassung dieses Themas.

Unter der Leitung und mit langwieriger Unterstützung von Herrn Dr.med. H. WILLEBRAND, Chirurgische Universitätsklinik Mainz, wurden die klinischen Untersuchungen in der Chirurgischen Universitätsklinik Mainz durchgeführt. Ihm danke ich an dieser Stelle für alle Hilfen und Bemühungen, die er mir bei dieser Arbeit in den letzten drei Jahren zukommen ließ.

Zu großem Dank verpflichtet bin ich auch Herrn Dipl.Ing. F.J. BAUM und Herrn F. BAUR, Leverkusen, die nach unseren Vorstellungen den Dehnbarkeitsmesser konstruierten und herstellten.

Fräulein S. MANTEUFEL, Chirurgische Universitätsklinik Mainz, danke ich für die freundliche Mithilfe bei der Sichtung der etwa 25000 Krankenblätter.

LEBENS LAUF

- 31.12.1942: geboren als drittes von drei Kindern des Oberstudiendirektors Dr.phil. Walther Achenbach und seiner Ehefrau Johanna, geb. Brammeier, in Ahrweiler a.d.Ahr.
- 01.04.1945: kriegsbedingter Umzug der Familie ins Elternhaus der Mutter nach Dortmund.
- 01.04.1949: Einschulung in die Grundschule in Dortmund.
- 01.04.1953: Aufnahme in das dortige, altsprachliche Stadtgymnasium nach bestandener Aufnahmeprüfung.
- 01.04.1954: berufliche Versetzung des Vaters nach Bingen a.Rh. mit Umschulung in das dortige Stefan George-Gymnasium.
- 01.04.1955: weiterer Schulbesuch im naturwissenschaftlich-mathematischen Sebastian Münster-Gymnasium in Ingelheim a.Rh.
- 28.02.1963: Schulabschluß nach bestandener Reifeprüfung.
- 01.04.1963: Einberufung zur Ableistung eines zweijährigen Wehrdienstes bei der Bundeswehr in München.
- 31.03.1965: Entlassung aus der Bundeswehr als Leutnant d.Res.
- 01.05.1965: Beginn des Medizinstudiums an der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz a.Rh.
- 07.04.1966: Ablegung der naturwissenschaftlichen Vorprüfung.
- 08.07.1966: Eheschließung mit der Lehrerin Christina Maria Achenbach, geb. Geiger, in Bingen a.Rh.
- 20.03.1968: Ärztliche Vorprüfung bestanden.
- 13.12.1968: Geburt meines Sohnes Ulf Gerhard in Mainz a.Rh.
- 29.06.1971: Abschluß des Medizinstudiums in Mainz nach bestandenem Staatsexamen.
- 01.09.1971: Beginn meiner Medizinalassistentenzeit am Heilig-Geist-Hospital in Bingen a.Rh.
- 26.09.1972: Aushändigung der ärztlichen Approbationsurkunde.
- 01.11.1972: Beginn meiner Weiterbildung zum Internisten.

Wolfram W.H. Achenbach
653 Bingen a.Rh.
Mainzerstr. 28

